



TUGAS AKHIR - TE 141599

**OPTIMASI POLA AKTIVASI OTOT PADA BAGIAN
SWING PHASE GERAKAN BERJALAN MENGGUNAKAN
MODEL MATEMATIKA DENGAN PENDEKATAN
INVERSE DYNAMICS UNTUK SISTEM EVALUASI
GERAKAN BERJALAN PENDERITA KELUMPUHAN**

Irwin Santoso Soegiharto
NRP 2211100003

Dosen Pembimbing
Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

JURUSAN TEKNIK ELEKTRO
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2015



FINAL PROJECT - TE 141599

**OPTIMIZATION OF MUSCLE ACTIVATION PATTERN
ON THE SWING PHASE OF WALKING MOVEMENT
USING MATHEMATICAL MODEL AND INVERSE
DYNAMICS APPROACH FOR WALKING EVALUATION
SYSTEM OF PARALYSIS PATIENTS**

Irwin Santoso Soegiharto
NRP 2211100003

Advisor
Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

ELECTRICAL ENGINEERING DEPARTMENT
Faculty of Industrial Technology
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2015

**OPTIMASI POLA AKTIVASI OTOT PADA BAGIAN
SWING PHASE GERAKAN BERJALAN
MENGUNAKAN MODEL MATEMATIKA
DENGAN PENDEKATAN *INVERSE DYNAMICS*
UNTUK SISTEM EVALUASI GERAKAN BERJALAN
PENDERITA KELUMPUHAN**

TUGAS AKHIR

**Diajukan Guna Memenuhi Sebagian Persyaratan
Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Teknik**

Pada

Bidang Studi Elektronika

Jurusan Teknik Elektro

Fakultas Teknologi Industri

Institut Teknologi Sepuluh Nopember

**Menyetujui :
Dosen Pembimbing,**

Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

NIP : 197103141997021001



OPTIMASI POLA AKTIVASI OTOT PADA BAGIAN SWING PHASE GERAKAN BERJALAN MENGUNAKAN MODEL MATEMATIKA DENGAN PENDEKATAN *INVERSE DYNAMICS* UNTUK SISTEM EVALUASI GERAKAN BERJALAN PENDERITA KELUMPuhan

Nama : Irwin Santoso Soegiharto
Pembimbing : Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

ABSTRAK

Penderita stroke atau cedera tulang belakang terkadang mengalami penurunan fungsi motoris, atau kelumpuhan, terutama pada kemampuan berjalan. Berangkat dari pemikiran itu, diperlukan proses rehabilitasi yang efektif agar penderita kelumpuhan dapat memperoleh kembali kemampuan berjalannya dengan tepat.

Pada tugas akhir ini telah dilakukan optimasi pada pola aktivasi otot tersebut, menggunakan model matematika untuk simulasi gerakan berjalan. Keluaran model tersebut berupa sudut *hip*, *knee*, dan *ankle* akan dibandingkan dengan referensi menggunakan metode *optical motion capture*. Optimasi menggunakan metode *Nonlinear Fletcher-Reeves Conjugate Gradient* telah dilakukan untuk meminimalkan error dan telah diperoleh pola aktivasi otot yang optimal dengan error rata-rata yang diwakili (*Root Mean Square Error*) pada masing-masing hip joint, knee joint, dan ankle joint sebesar 0,027, 0,022 dan 0,004 radian.

Optimasi tersebut menghasilkan pola aktivasi otot-otot yang menggerakkan sendi-sendi pada kaki saat gerakan berjalan. Pola aktivasi tersebut dapat digunakan sebagai parameter metode-metode rehabilitasi, seperti *Functional Electrical Stimulation* (FES), sebagai masukan stimulus, atau sebagai parameter seorang penderita kelumpuhan apakah ia sudah memiliki gaya berjalan yang normal. Selain itu, pada studi selanjutnya dapat dilakukan perbaikan pada model matematika antara lain penambahan kompleksitas model yang melibatkan model gaya reaksi dari tanah (*Ground Reaction Force*) dan model kaki yang berlawanan. Sebagai tambahan juga dapat dilakukan perbaikan terhadap parameter-parameter model otot agar model lebih stabil.

Kata kunci : Model Matematika, Gerakan Berjalan, *Inverse dynamics*, Pola Aktivasi Otot

OPTIMASI POLA AKTIVASI OTOT PADA BAGIAN SWING PHASE GERAKAN BERJALAN MENGUNAKAN MODEL MATEMATIKA DENGAN PENDEKATAN *INVERSE DYNAMICS* UNTUK SISTEM EVALUASI GERAKAN BERJALAN PENDERITA KELUMPUHAN

Nama : Irwin Santoso Soegiharto
Pembimbing : Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

ABSTRAK

Penderita stroke atau cedera tulang belakang terkadang mengalami penurunan fungsi motoris, atau kelumpuhan, terutama pada kemampuan berjalan. Berangkat dari pemikiran itu, diperlukan proses rehabilitasi yang efektif agar penderita kelumpuhan dapat memperoleh kembali kemampuan berjalannya dengan tepat.

Pada tugas akhir ini telah dilakukan optimasi pada pola aktivasi otot tersebut, menggunakan model matematika untuk simulasi gerakan berjalan. Keluaran model tersebut berupa sudut *hip*, *knee*, dan *ankle* akan dibandingkan dengan referensi menggunakan metode *optical motion capture*. Optimasi menggunakan metode *Nonlinear Fletcher-Reeves Conjugate Gradient* telah dilakukan untuk meminimalkan error dan telah diperoleh pola aktivasi otot yang optimal dengan error rata-rata yang diwakili (*Root Mean Square Error*) pada masing-masing hip joint, knee joint, dan ankle joint sebesar 0,027, 0,022 dan 0,004 radian.

Optimasi tersebut menghasilkan pola aktivasi otot-otot yang menggerakkan sendi-sendi pada kaki saat gerakan berjalan. Pola aktivasi tersebut dapat digunakan sebagai parameter metode-metode rehabilitasi, seperti *Functional Electrical Stimulation* (FES), sebagai masukan stimulus, atau sebagai parameter seorang penderita kelumpuhan apakah ia sudah memiliki gaya berjalan yang normal. Selain itu, pada studi selanjutnya dapat dilakukan perbaikan pada model matematika antara lain penambahan kompleksitas model yang melibatkan model gaya reaksi dari tanah (*Ground Reaction Force*) dan model kaki yang berlawanan. Sebagai tambahan juga dapat dilakukan perbaikan terhadap parameter-parameter model otot agar model lebih stabil.

Kata kunci : Model Matematika, Gerakan Berjalan, *Inverse dynamics*, Pola Aktivasi Otot

OPTIMIZATION OF MUSCLE ACTIVATION PATTERN ON THE SWING PHASE OF WALKING MOVEMENT USING MATHEMATICAL MODEL AND INVERSE DYNAMICS APPROACH FOR WALKING EVALUATION SYSTEM OF PARALYSIS PATIENTS

Name : Irwin Santoso Soegiharto

Advisor : Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

ABSTRACT

Stroke and spinal cord injury patients often suffer from motor function degeneration, e.g. walking. The disability stimulates very high needs of effective rehabilitation in order to recover the functional movements of the patients.

In this study, an optimization of muscle activation patterns on walking movement was conducted. First, a forward dynamics approach was applied to acquire the output of the dynamic mathematical model of walking. The result, consisting of hip, knee, and ankle joint angles was then compared to a reference data, recorded using optical motion capture technique. Then, a Nonlinear Fletcher Reeves Conjugate Gradient Method Optimization had been done to minimize the error and the optimum muscle activation pattern had been obtained with error represented by Root Mean Square Error of the hip joint, knee joint, and ankle joint of 0,027, 0,022 and 0,004 radian.

The optimization result was predicted muscle activation pattern of the muscles that controls the movement of the leg during walking movement. The predicted muscle activation pattern would be utilized as a parameter during rehabilitation processes, such as functional electrical stimulations (FES), as an input stimulus or as an indication whether one's walking movement is normal or not. In the next study, the model would be improved by making it more complex, e.g. by adding ground reaction force model and adding the opposite foot model. Moreover, the muscle model parameters would also be tuned to make the model more stable.

Keywords : Mathematical Model, Walking Movement, Inverse dynamics, Muscle Activation Pattern

KATA PENGANTAR

Puji syukur haturkan kepada Tuhan Y.M.E atas seluruh limpahan rahmat dan karunianya selama ini sehingga penulis mampu menyelesaikan tugas akhir ini.

Penulis juga ingin mengucapkan terimakasih kepada pihak-pihak di bawah ini, yang telah membantu baik secara langsung maupun tidak langsung dalam penulisan tugas akhir ini :

- Bapak, Ibu, serta seluruh keluarga yang memberikan dukungan baik moril maupun materiil.
- Bapak Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng. selaku dosen pembimbing, yang tanpa bimbingan beliau, mungkin tugas akhir ini tidak akan terselesaikan dengan baik.
- Tasripin, IR. MT. selaku Koordinator Bidang Studi Elektronika dan dosen wali yang memberikan begitu banyak motivasi dan inspirasi.
- Dr. Tri Arief Sardjono, ST, MT selaku Ketua Jurusan Teknik Elektro ITS Surabaya.
- Seluruh dosen bidang studi elektronika dan seluruh dosen Teknik Elektro ITS.
- Teman-teman seperjuangan asisten laboratorium elektronika.

Penulis berharap dengan adanya tugas akhir dengan tema *Biomedical Engineering* ini, semakin banyak rekan-rekan mahasiswa yang tertarik untuk mengembangkan teknologi biomedika di Indonesia ini, terutama di bagian *Computational Biomechanics* untuk semakin memajukan bangsa kita. Penulis sepenuhnya menyadari bahwa tugas akhir ini masih jauh dari sempurna, dan mohon maaf yang sebesar-besarnya apabila masih terdapat kesalahan dalam penulisan tugas akhir ini. Penulis berharap bahwa tugas akhir ini dapat memberikan manfaat bagi rekan-rekan yang akan melanjutkan riset di bidang teknologi biomedika.

Surabaya, Juli 2015

Penulis

DAFTAR ISI

	Halaman
HALAMAN JUDUL	
HALAMAN PENGESAHAN	
ABSTRAK.....	i
ABSTRACT.....	iii
KATA PENGANTAR.....	v
DAFTAR ISI.....	vii
DAFTAR GAMBAR.....	ix
DAFTAR TABEL.....	xiii
BAB I.....	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Perumusan Masalah.....	1
1.3 Tujuan Penelitian.....	2
1.4 Batasan Masalah.....	2
1.5 Metodologi Penelitian.....	2
1.6 Sistematika Penulisan.....	3
1.7 Relevansi.....	3
BAB II.....	5
2.1 Gerakan Berjalan Manusia.....	5
2.2 Anatomi dan Gerakan Kaki Manusia.....	6
2.3 Model Matematika Kaki Manusia.....	9
2.4 Pola Aktivasi Otot Manusia.....	15
2.5 Inverse dynamics.....	18
2.6 Metode Optimasi <i>Conjugate Gradient</i>	18
2.7 NDI (North Digital Inc) <i>Optotrak Certus 3020 Motion capture System</i>	21
2.8 Vernier <i>Force plate</i> Sensor.....	23
BAB III.....	25
3.1 <i>Diagram</i> Blok Sistem.....	25
3.2 Konfigurasi Perangkat Keras (<i>Hardware</i>).....	26

3.3 Perancangan Perangkat Lunak	28
3.3.1 Interpolasi dan Konversi <i>Trajectory</i> ke Sudut	29
3.3.2 Model Muskuloskeletal	30
3.3.3 Optimasi Pola Aktivasi Otot	33
BAB IV	37
4.1 Kalibrasi Sudut dari <i>Optotrak</i>	37
4.2 Interpolasi dan Konversi ke Sudut Data dari <i>Optotrak</i>	38
4.3 Pengujian Model Muskuloskeletal	42
4.4 Pengujian Optimasi Pola Aktivasi Otot Menggunakan Data Optotrak	45
4.5 Rancangan Sistem Evaluasi Gerakan Berjalan Penderita Kelumpuhan	53
BAB V	55
5.1 Kesimpulan	55
5.2 Saran	55
DAFTAR PUSTAKA	57
LAMPIRAN	59
BIODATA PENULIS	767

DAFTAR TABEL

	Halaman
Tabel 3. 1 variabel pada model matematika segmen kaki[10]	32
Tabel 3. 2 variabel pada torsi pasif <i>joint</i> [4].....	32
Tabel 3. 3 variabel pada model otot[11].....	32
Tabel 3. 4 Parameter Massa dan Inersia Model[14].....	33
Tabel 4. 1 Pengukuran Error RMS dari pembacaan sudut <i>marker</i> <i>Optotrak Motion capture System</i>	37

DAFTAR GAMBAR

	Halaman
Gambar 2. 1 Posisi kaki selama satu siklus[2]	5
Gambar 2. 2 Otot-otot yang menggerakkan <i>hip joint</i> , searah jarum jam dari kiri atas, tampak belakang (<i>posterior</i>), tampak samping (<i>lateral</i>), tampak belakang lebih mendetail, tampak depan (<i>anterior</i>)[3]	6
Gambar 2. 3 Otot-otot yang mempengaruhi <i>knee joint</i> , dari kiri : tampak belakang dan tampak depan[3]	7
Gambar 2. 4 Otot-otot yang mempengaruhi <i>ankle joint</i> , dari kiri : dilihat dari sisi lateral dan dilihat dari sisi medial[3].....	7
Gambar 2. 5 Bidang-bidang anatomi dari tubuh manusia[2].....	8
Gambar 2. 6 Arah pergerakan dari <i>hip joint</i> dan <i>knee joint</i> [2]	9
Gambar 2. 7 <i>Free-body diagram</i> kaki manusia	9
Gambar 2. 8 (a) Hubungan antara sumsum tulang belakang dengan <i>Motor unit</i> pada otot (b) Jumlahan dari <i>Motor unit</i> mengakibatkan tegangan pada otot[3]	15
Gambar 2. 9 Model Hill dari Otot Manusia[4]	16
Gambar 2. 10 Grafik <i>force length relationship</i> dan <i>force velocity relationship</i> [4].....	17
Gambar 2. 11 Pola aktivasi otot saat gerakan berjalan pada otot LES,RES,dan GM[12].....	17
Gambar 2. 12 Ilustrasi <i>Forward dynamics</i> dan <i>Inverse dynamics</i> [5] ..	18
Gambar 2. 13 Grafik parabola dari turunan fungsi kuadrat[6]	19
Gambar 2. 14 Arah Perbaikan Ortogonal[15].....	20
Gambar 2. 15 Perbaikan suatu fungsi kuadrat $E(x,y) = x^2+xy+y^2-x+y$ [15]	21
Gambar 2. 16 <i>Optotrak Certus 2030 Position sensor</i> dan <i>Marker</i> [7] .	21
Gambar 2. 17 Volume operasi pengukuran <i>Optotrak Certus 3020</i> [7].	23
Gambar 2. 18 <i>Force plate</i> dari Vernier[8].....	23

Gambar 3. 1	<i>Diagram blok sistem optimasi pola aktivasi otot pada gerakan berjalan menggunakan model matematika dengan pendekatan inverse dynamics</i>	25
Gambar 3. 2	<i>Diagram blok konfigurasi Hardware sistem</i>	26
Gambar 3. 3	<i>Metode kalibrasi sudut dan panjang Optotrak Motion capture System</i>	27
Gambar 3. 4	<i>Peletakan Marker pada Subjek</i>	27
Gambar 3. 5	<i>Peletakan Kamera terhadap subjek. ‘O’ adalah Optotrak Certus 3020 dan ‘FP’ adalah Force Plate.</i>	28
Gambar 3. 6	<i>Blok diagram keseluruhan dari perangkat lunak pengolah</i>	28
Gambar 3. 7	<i>Ilustrasi Interpolasi</i>	29
Gambar 3. 8	<i>(a) Free-body Diagram dari penempatan marker, (b) penghitungan sudut hip, (c) penghitungan sudut knee, dan (d) penghitungan sudut ankle</i>	29
Gambar 3. 9	<i>Blok Diagram Model otot</i>	30
Gambar 3. 10	<i>Model otot pada kaki[13]</i>	31
Gambar 3. 11	<i>Flowchart Proses Optimasi Bagian 1</i>	35
Gambar 3. 12	<i>Flowchart untuk proses optimasi bagian 2</i>	36
Gambar 4. 1	<i>Rekaman Optotrak dari Subjek dalam stick figure</i>	38
Gambar 4. 2	<i>Data sebelum interpolasi, missing marker ditandai lingkaran merah</i>	39
Gambar 4. 3	<i>Data setelah interpolasi</i>	39
Gambar 4. 4	<i>Pencocokan data force plate dan marker</i>	40
Gambar 4. 5	<i>(a) Stick Figure untuk Swing Phase gerakan berjalan, (b) sudut hip (c) sudut knee saat swing phase pula</i>	41
Gambar 4. 6	<i>Sudut ankle joint saat swing phase gerakan berjalan</i>	42
Gambar 4. 7	<i>Stick figure untuk uji pasif model muskuloskeletal kaki</i>	42
Gambar 4. 8	<i>Hasil sudut uji pasif model kaki, (a) sudut hip joint, (b) sudut knee joint, (c) sudut ankle joint</i>	43
Gambar 4. 9	<i>Ilustrasi pergerakan kaki saat otot-otot bekerja</i>	44
Gambar 4. 10	<i>Sudut masing-masing Joint pada iterasi ke 5</i>	45
Gambar 4. 11	<i>Sudut pada masing-masing joint setelah iterasi ke 10</i>	46
Gambar 4. 12	<i>Sudut masing-masing Joint pada iterasi ke 20</i>	47

BIODATA PENULIS



Penulis bernama lengkap Irwin Santoso Soegiharto, lahir pada 3 Agustus 1993 di Surabaya. Penulis menempuh pendidikan sekolah dasar di SDK St. Clara Surabaya dan meneruskan ke jenjang sekolah menengah pertama di SMPK St. Clara Surabaya dan melanjutkan ke sekolah menengah atas SMAK St. Louis 1 Surabaya. Kemudian penulis meneruskan ke jenjang pendidikan yang lebih tinggi ke Jurusan Teknik

Elektro Institut Teknologi Sepuluh Nopember, dan aktif sebagai asisten laboratorium Teknik Biomedik dan Elektronika Dasar, Divisi Riset dan Teknologi Departemen Workshop Elektro ITS, serta sebagai Ketua Electrical Engineering Event 2014.

Email : irwin.santoso@gmail.com

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Cedera tulang belakang dan Stroke merupakan penyakit yang sering kali menyebabkan kelumpuhan, baik kelumpuhan total (*quadriplegic*) atau kelumpuhan sebagian (*paraplegic*). Dalam proses rehabilitasi penderita kelumpuhan, sering kali susah didapatkan parameter apakah seorang pasien sudah benar-benar pulih dan mendapatkan fungsi motoris seperti sedia kala. Jadi sulit ditetapkan apakah pasien sudah benar-benar bisa menyelesaikan proses rehabilitasinya atau tidak. Terdapat juga kemungkinan bahwa terjadi proses rehabilitasi yang salah, sehingga memperburuk kondisi pasien.

Salah satu faktor yang dapat membantu proses rehabilitasi adalah pelatihan bagian tubuh atau otot yang tepat, karena jika tidak tepat, maka rehabilitasi akan berjalan semakin lama. Metode untuk menentukan bagian tubuh yang lemah dan perlu dilatih kembali dapat dilakukan dengan memodelkan secara matematis bagian tubuh tersebut, dan dilakukan proses *Inverse dynamics* sehingga dapat ditemukan pola aktivasi otot yang tepat dari sebuah bagian tubuh saat berjalan. Salah satu proses rehabilitasi yang dilakukan adalah dengan memberikan stimulus listrik pada otot, atau yang disebut juga *Functional Electrical Stimulation* (FES). Pola otot yang telah dioptimasi ini dapat membantu memberikan parameter tambahan terhadap pengaplikasian FES, atau sebagai parameter apakah gerakan berjalan seorang penderita kelumpuhan sudah kembali normal atau tidak.

Oleh karena itu, dilakukan penelitian tugas akhir ini dengan harapan agar proses rehabilitasi penderita kelumpuhan dapat berjalan lebih efektif dan pasien dapat pulih dengan baik.

1.2 Perumusan Masalah

Permasalahan yang dibahas dalam tugas akhir ini adalah :

1. Bagaimana memodelkan secara matematis kaki manusia saat *swing phase* gerakan berjalan
2. Bagaimana mengoptimasi pola aktivasi otot dengan menggunakan pendekatan *inverse dynamics*

1.3 Tujuan Penelitian

Penelitian pada tugas akhir ini bertujuan sebagai berikut :

1. Memodelkan secara matematika kaki manusia saat *swing phase* gerakan berjalan
2. Memperoleh pola aktivasi otot pada *swing phase* gerakan berjalan yang optimal

1.4 Batasan Masalah

1. Bagian dari gerakan berjalan yang diamati hanya bagian *swing phase* saja
2. Kamera yang digunakan adalah *Optotrak Certus 3020 Motion Capture System* dengan frekuensi sampling 300 Hz
3. Jumlah *marker* yang digunakan sebanyak 6 *marker* pada kaki kanan saja
4. Hanya 6 otot *uniarticular* pada kaki yang akan dioptimasi , yaitu otot fleksor dan ekstensor *uniarticular* pada *hip, knee*, dan *ankle joint*
5. Tugas akhir ini akan menghasilkan pola aktivasi otot yang optimal dan rancangan sistem evaluasi saja.

1.5 Metodologi Penelitian

Dalam penyelesaian Tugas Akhir ini digunakan metodologi sebagai berikut :

1. Studi Literatur

Pada tahap ini dilakukan pengumpulan dasar teori yang menunjang dalam penulisan Tugas Akhir. Dasar teori ini dapat diambil dari buku-buku, jurnal, *proceeding*, dan artikel-artikel di internet. Meliputi :

- Pemodelan matematika kaki manusia
- Pendekatan optimasi *Inverse dynamics* pada pola aktivasi otot manusia

2. Perancangan Simulasi Model Matematika

Pada tahap ini dirancang dan disimulasikan suatu model matematika dari kaki manusia untuk gerakan berjalan. Hasil dari model ini divisualisasikan dengan menggunakan perangkat lunak Delphi 7.

3. Perancangan Sistem Optimasi

Pada tahap ini dibuat program untuk melakukan optimasi menggunakan metode iteratif dengan pendekatan *inverse*

dynamics terhadap pola aktivasi otot yang didapatkan dari perekaman gerak berjalan.

4. Pengujian Sistem

Pada pengujian sistem dilakukan optimasi terhadap pola aktivasi otot terhadap gerakan berjalan beberapa subyek yang direkam.

5. Penulisan Laporan Akhir

Tahap penulisan laporan Tugas Akhir dilakukan setelah mendapatkan data – data yang dibutuhkan.

1.6 Sistematika Penulisan

Laporan tugas akhir ini terdiri dari lima bab dengan sistematika penulisan sebagai berikut:

➤ Bab 1 : Pendahuluan

Bab ini meliputi latar belakang, perumusan masalah, tujuan, sistematika penulisan, metodologi, dan relevansi.

➤ Bab 2 : Dasar Teori

Bab ini menjelaskan tentang berbagai macam teori-teori penunjang dalam pengerjaan tugas akhir ini, diantaranya : pola gerakan berjalan manusia, metode pemodelan matematika yang digunakan, metode optimasi yang digunakan, dan divais perekaman gerakan yang digunakan

➤ Bab 3: Perancangan Sistem

Pada bab ini menjelaskan tentang langkah-langkah dalam merencanakan dan membangun sistem secara agar didapatkan pola aktivasi otot yang optimal.

➤ Bab 4 : Pengujian dan Analisis

Bab ini menjelaskan data yang didapat dari pengujian keseluruhan sistem beserta analisisnya.

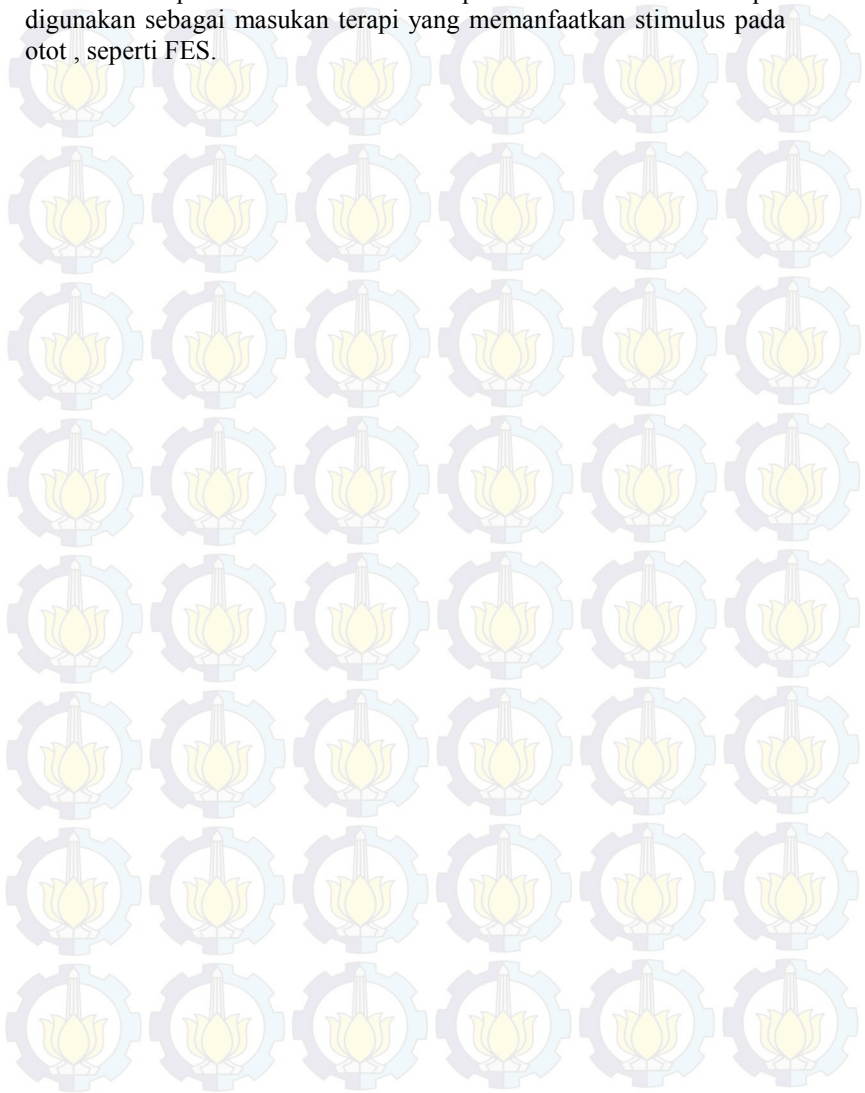
➤ Bab 5 : Penutup

Bagian ini merupakan bagian akhir yang berisikan kesimpulan yang diperoleh dari pembuatan Tugas Akhir ini, serta saran-saran untuk pengembangannya.

1.7 Relevansi

Hasil dari tugas akhir ini diharapkan mampu membantu proses rehabilitasi penderita kelumpuhan sehingga dapat berjalan lebih efektif, dengan adanya parameter tambahan yaitu pola aktivasi otot

manusia normal, sebagai pembanding dengan pola aktivasi otot yang terukur dari pasien. Selain itu hasil pola aktivasi otot ini dapat digunakan sebagai masukan terapi yang memanfaatkan stimulus pada otot, seperti FES.



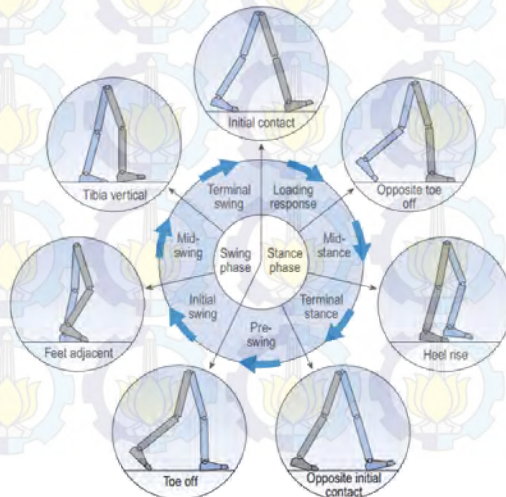
BAB II

TINJAUAN PUSTAKA DAN DASAR TEORI

2.1 Gerakan Berjalan Manusia

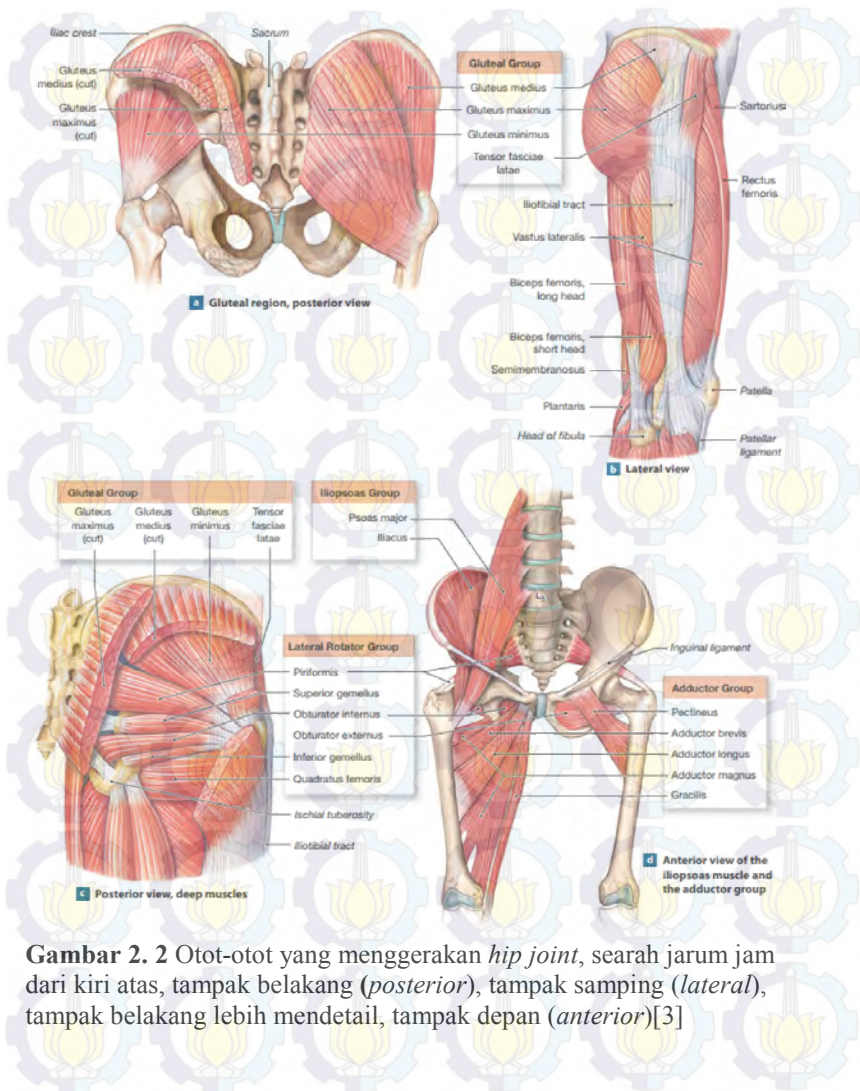
Gerakan berjalan manusia dapat dimodelkan sebagai suatu siklus yang berulang. Pola yang berulang ini sering disebut juga sebagai *Gait*. Proses satu siklus gerakan berjalan dimulai dari posisi *initial contact* (IC) yaitu ketika tumit pertama kali menyentuh tanah (kaki kanan). Dilanjutkan dengan posisi *Opposite toe* atau pada literatur lain dikatakan *foot flat* (FF), yaitu ketika *heel* (tumit) dan *toe* (jari kaki) pada posisi sejajar dengan tanah (menyentuh tanah) dan kaki lainnya akan meninggalkan tanah.

Posisi berikutnya adalah posisi *mid stance* yaitu ketika telapak kaki tepat diatas tanah (*heel rise*) dan kaki lainnya mengayun dan berada pada posisi tegak lurus tubuh. *Opposite initial* merupakan pertama kali *heel* menyetuh tanah setelah *heel rise*. *Heel off* (HO) adalah posisi ketika tumit pertama kali naik dan *toe off* (TO) adalah posisi ketika ujung jari akan meninggalkan tanah untuk masuk ke fase *single support* (*swing phase*). *Swing Phase* secara terinci terdiri dari *intial swing*, *mid swing*, dan *terminal swing*. Kemudian siklus gerakan berjalan akan berulang lagi dari posisi *initial contact*. [1]

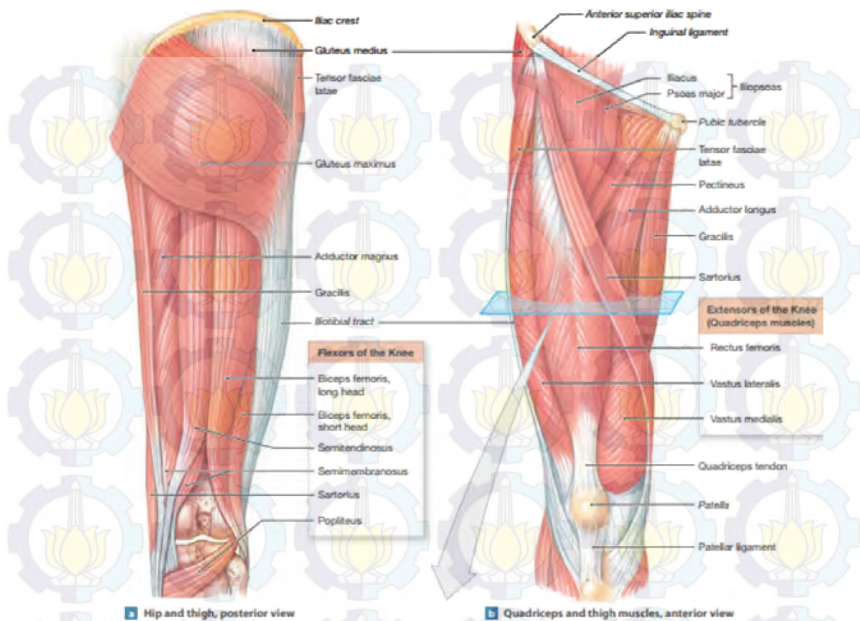


Gambar 2. 1 Posisi kaki selama satu siklus[2]

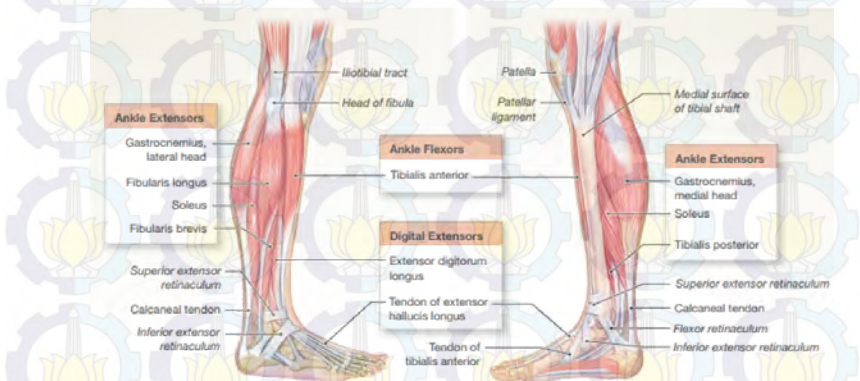
2.2 Anatomi dan Gerakan Kaki Manusia



Gambar 2. 2 Otot-otot yang menggerakkan *hip joint*, searah jarum jam dari kiri atas, tampak belakang (*posterior*), tampak samping (*lateral*), tampak belakang lebih mendetail, tampak depan (*anterior*)[3]



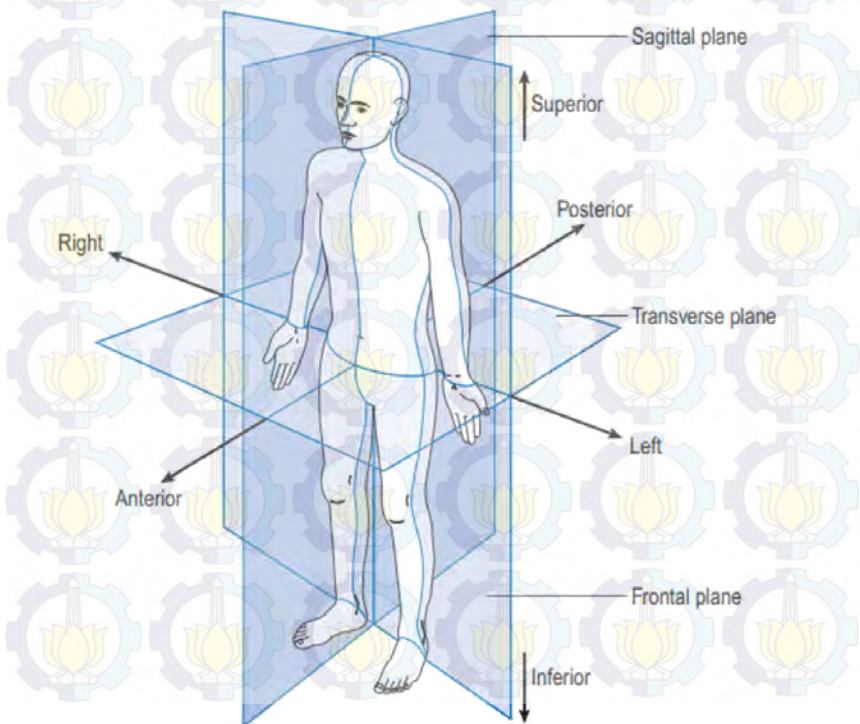
Gambar 2. 3 Otot-otot yang mempengaruhi *knee joint*, dari kiri : tampak belakang dan tampak depan[3]



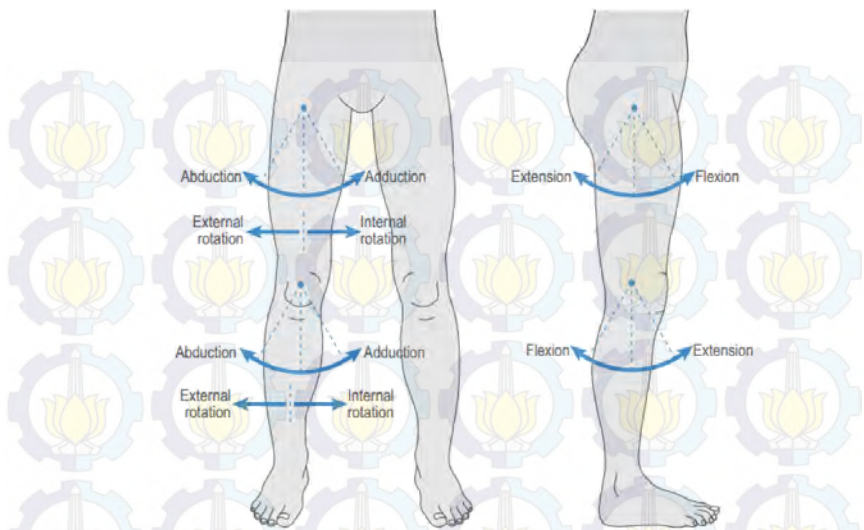
Gambar 2. 4 Otot-otot yang mempengaruhi *ankle joint*, dari kiri : dilihat dari sisi lateral dan dilihat dari sisi medial[3]

Terdapat banyak otot yang berperan dalam pergerakan kaki manusia selama gerakan berjalan. Masing-masing *joint* memiliki grup otot fleksor dan ekstensor nya masing-masing. Anatomi dari otot-otot tersebut dan letaknya dapat dilihat pada Gambar 2. 3 dan 2.4.

Gerakan yang dihasilkan aktivitas-aktivitas otot tersebut pada bidang sagittal memiliki penamaan tersendiri, yang disebut fleksi (*flexion*) dan ekstensi (*extension*). Fleksi dapat diartikan berkurangnya sudut antara 2 tulang, dan ekstensi berarti bertambahnya sudut antara dua tulang yang sedang berartikulasi[3]. Ada pula gerakan hiperekstensi (*hyperextension*) yaitu saat sudut yang dihasilkan melebihi posisi anatomis tubuh seperti pada Gambar 2.6. Bidang-bidang pada anatomi antara lain bidang frontal, bidang sagittal, dan bidang transversal. Penempatan bidang-bidang tersebut dapat dilihat pada Gambar 2.5 .



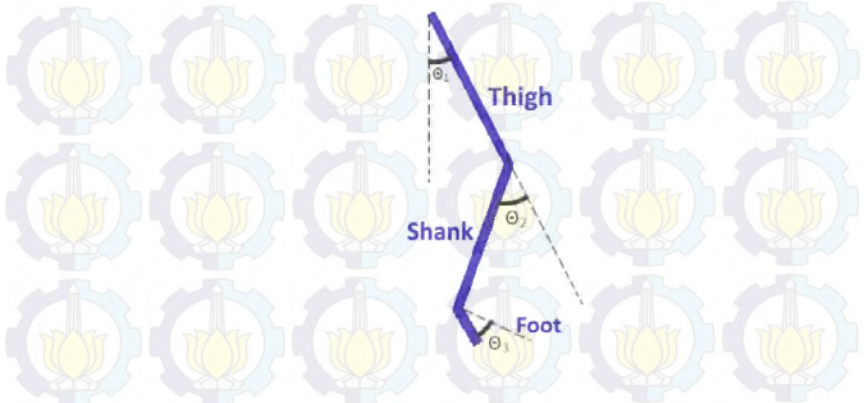
Gambar 2. 5 Bidang-bidang anatomi dari tubuh manusia[2]



Gambar 2. 6 Arah pergerakan dari *hip joint* dan *knee joint* [2]

2.3 Model Matematika Kaki Manusia

Kaki manusia dalam *free-body diagram* digambarkan sebagai berikut :



Gambar 2. 7 *Free-body diagram* kaki manusia

Dimana kaki tersebut terdiri dari 3 segmen, *thigh*, *shank*, dan *foot*. Sudut dari masing-masing segmen tersebut adalah pada pangkalnya antara lain θ_1 , sudut yang dibentuk antara segmen *thigh* dengan sumbu vertikal, θ_2 , sudut yang dibentuk antara segmen *shank* dengan perpanjangan dari segmen *thigh*, dan θ_3 , sudut yang diukur antara segmen *foot* dan garis tegak lurus dari segmen *shank*.

Sementara model matematika kaki manusia didapatkan dengan menggunakan metode *Lagrange*, dimana suatu Fungsi *Lagrange* (L) dinyatakan sebagai pengurangan energi kinetik dan energi potensial pada Persamaan 2.1.

$$L = Ek - Ep \quad (2.1)$$

Dimana energi kinetik merupakan gabungan dari energi kinetik semua segmen, dan demikian pula dengan energi potensial nya yang merupakan gabungan dari semua sumber, seperti pada Persamaan 2.2 dan 2.3,

$$L = \sum_{i=1}^3 \frac{1}{2} m_i v_i^2 + m_i g h_i \quad (2.2)$$

$$L = \sum_{i=1}^3 \frac{1}{2} m_i (\dot{x}^2 + \dot{y}^2) + \frac{1}{2} I \dot{\theta}_i^2 + m_i g h_i \quad (2.3)$$

dimana m_i adalah massa dari segmen yang ke- i . I_i adalah momen inersia segmen ke- i . $\dot{\theta}_i$ adalah kecepatan sudut segmen ke i pada titik proksimal. v_i atau kecepatan dari segmen ke- i dapat dijabarkan menjadi kecepatan pusat massa pada sumbu x (\dot{x}) dan kecepatan pusat massa pada sumbu y , (\dot{y}). h_i adalah tinggi pusat massa suatu segmen ke- i dari permukaan tanah. Selanjutnya dengan menentukan α_i sebagai sudut segmen ke- i terhadap sumbu vertikal, a_i adalah jarak titik proksimal ke pusat massa segmen ke- i , dan l_i adalah panjang segmen ke- i , kita dapat menentukan Fungsi L dengan perumusan seperti di bawah ini.

$$\begin{aligned} \alpha_1 &= \theta_1 \\ \alpha_2 &= \theta_1 - \theta_2 \\ \alpha_3 &= \theta_1 - \theta_2 - \theta_3 + \frac{\pi}{2} \end{aligned}$$

$$h_1 = l_1 + l_2 + l_3 - (a_1 \cos \alpha_1)$$

$$h_2 = l_1 + l_2 + l_3 - (l_1 \cos \alpha_1 + a_2 \cos \alpha_2)$$

$$h_3 = l_1 + l_2 + l_3 - (l_1 \cos \alpha_1 + l_2 \cos \alpha_2 + a_3 \cos \alpha_3)$$

$$x_1 = a_1 \sin \alpha_1$$

$$y_1 = a_1 \cos \alpha_1$$

$$x_2 = l_1 \sin \alpha_1 + a_2 \sin \alpha_2$$

$$y_2 = l_1 \cos \alpha_1 + a_2 \cos \alpha_2$$

$$x_3 = l_1 \sin \alpha_1 + l_2 \sin \alpha_2 + a_3 \sin \alpha_3$$

$$y_3 = l_1 \cos \alpha_1 + l_2 \cos \alpha_2 + a_3 \cos \alpha_3$$

$$\dot{x}_1 = a_1 \cos \alpha_1 \dot{\alpha}_1$$

$$\dot{y}_1 = -a_1 \sin \alpha_1 \dot{\alpha}_1$$

$$\dot{x}_2 = l_1 \cos \alpha_1 \dot{\alpha}_1 + a_2 \cos \alpha_2 \dot{\alpha}_2$$

$$\dot{y}_2 = -l_1 \sin \alpha_1 \dot{\alpha}_1 - a_2 \sin \alpha_2 \dot{\alpha}_2$$

$$\dot{x}_3 = l_1 \cos \alpha_1 \dot{\alpha}_1 + l_2 \cos \alpha_2 \dot{\alpha}_2 + a_3 \cos \alpha_3 \dot{\alpha}_3$$

$$\dot{y}_3 = -l_1 \sin \alpha_1 \dot{\alpha}_1 - l_2 \sin \alpha_2 \dot{\alpha}_2 - a_3 \sin \alpha_3 \dot{\alpha}_3$$

$$(\dot{x}_1^2 + \dot{y}_1^2) = (a_1 \cos \alpha_1 \dot{\alpha}_1)^2 + (-a_1 \sin \alpha_1 \dot{\alpha}_1)^2$$

$$= a_1^2 \dot{\alpha}_1^2$$

$$(\dot{x}_2^2 + \dot{y}_2^2) = (L_1 \cos \alpha_1 \dot{\alpha}_1 + a_2 \cos \alpha_2 \dot{\alpha}_2)^2$$

$$+ (-L_1 \sin \alpha_1 \dot{\alpha}_1 - a_2 \sin \alpha_2 \dot{\alpha}_2)^2$$

$$= L_1^2 \cos^2 \alpha_1 \dot{\alpha}_1^2 + a_2^2 \cos^2 \alpha_2 \dot{\alpha}_2^2 + 2L_1 a_2 \cos \alpha_1 \cos \alpha_2 \dot{\alpha}_1 \dot{\alpha}_2$$

$$+ L_1^2 \sin^2 \alpha_1 \dot{\alpha}_1^2 + a_2^2 \sin^2 \alpha_2 \dot{\alpha}_2^2 + 2L_1 a_2 \sin \alpha_1 \sin \alpha_2 \dot{\alpha}_1 \dot{\alpha}_2$$

$$= L_1^2 \dot{\alpha}_1^2 + a_2^2 \dot{\alpha}_2^2 + 2L_1 a_2 \dot{\alpha}_1 \dot{\alpha}_2 \cos(\alpha_1 - \alpha_2)$$

$$(\dot{x}_3^2 + \dot{y}_3^2) = (L_1 \cos \alpha_1 \dot{\alpha}_1 + L_2 \cos \alpha_2 \dot{\alpha}_2 + a_3 \cos \alpha_3 \dot{\alpha}_3)^2$$

$$+ (-L_1 \sin \alpha_1 \dot{\alpha}_1 - L_2 \sin \alpha_2 \dot{\alpha}_2 - a_3 \sin \alpha_3 \dot{\alpha}_3)^2$$

$$= L_1^2 \cos^2 \alpha_1 \dot{\alpha}_1^2 + L_2^2 \cos^2 \alpha_2 \dot{\alpha}_2^2 + a_3^2 \cos^2 \alpha_3 \dot{\alpha}_3^2 +$$

$$L_1^2 \sin^2 \alpha_1 \dot{\alpha}_1^2 + L_2^2 \sin^2 \alpha_2 \dot{\alpha}_2^2 + a_3^2 \sin^2 \alpha_3 \dot{\alpha}_3^2 +$$

$$2L_1 L_2 \cos \alpha_1 \cos \alpha_2 \dot{\alpha}_1 \dot{\alpha}_2 + 2L_1 a_3 \cos \alpha_1 \cos \alpha_3 \dot{\alpha}_1 \dot{\alpha}_3 +$$

$$+ 2L_2 a_3 \cos \alpha_2 \cos \alpha_3 \dot{\alpha}_2 \dot{\alpha}_3 + 2L_1 L_2 \sin \alpha_1 \sin \alpha_2 \dot{\alpha}_1 \dot{\alpha}_2 +$$

$$2L_1 a_3 \sin \alpha_1 \sin \alpha_3 \dot{\alpha}_1 \dot{\alpha}_3 + 2L_2 a_3 \sin \alpha_2 \sin \alpha_3 \dot{\alpha}_2 \dot{\alpha}_3$$

$$= L_1^2 \dot{\alpha}_1^2 + L_2^2 \dot{\alpha}_2^2 + a_3^2 \dot{\alpha}_3^2 + 2L_1 L_2 \dot{\alpha}_1 \dot{\alpha}_2 \cos(\alpha_1 - \alpha_2)$$

$$+ 2L_1 a_3 \dot{\alpha}_1 \dot{\alpha}_3 \cos(\alpha_1 - \alpha_3) + 2L_2 a_3 \dot{\alpha}_2 \dot{\alpha}_3 \cos(\alpha_2 - \alpha_3)$$

$$\begin{aligned}
Ek &= \frac{1}{2}m_1(\dot{x}_1^2 + \dot{y}_1^2) + \frac{1}{2}m_2(\dot{x}_2^2 + \dot{y}_2^2) + \frac{1}{2}m_3(\dot{x}_3^2 + \dot{y}_3^2) + \frac{1}{2}I_1\dot{\alpha}_1^2 + \\
&\frac{1}{2}I_2\dot{\alpha}_2^2 + \frac{1}{2}I_3\dot{\alpha}_3^2 \\
&= \frac{1}{2}m_1a_1^2\dot{\alpha}_1^2 + \frac{1}{2}m_2(L_1^2\dot{\alpha}_1^2 + a_2^2\dot{\alpha}_2^2 + 2L_1a_2\dot{\alpha}_1\dot{\alpha}_2\cos(\alpha_1 - \\
&\alpha_2)) + \frac{1}{2}m_3(L_1^2\dot{\alpha}_1^2 + L_2^2\dot{\alpha}_2^2 + a_3^2\dot{\alpha}_3^2 + 2L_1L_2\dot{\alpha}_1\dot{\alpha}_2\cos(\alpha_1 - \alpha_2) + \\
&2L_1a_3\dot{\alpha}_1\dot{\alpha}_3\cos(\alpha_1 - \alpha_3) + 2L_2a_3\dot{\alpha}_2\dot{\alpha}_3\cos(\alpha_2 - \alpha_3)) + I_1\dot{\alpha}_1^2 + \\
&I_2\dot{\alpha}_2^2 + I_3\dot{\alpha}_3^2 \\
Ep &= m_1gh_1 + m_2gh_2 + m_3gh_3 \\
&= m_1g(L_1 + L_2 + L_3 - a_1\cos\alpha_1) + m_2g(L_1 + L_2 + L_3 - L_1\cos\alpha_1 - \\
&a_2\cos\alpha_2) + m_3g(L_1 + L_2 + L_3 - L_1\cos\alpha_1 - L_2\cos\alpha_2 - a_3\cos\alpha_3) \\
L &= Ek - Ep \\
&= \frac{1}{2}m_1a_1^2\dot{\alpha}_1^2 + \frac{1}{2}m_2(l_1^2\dot{\alpha}_1^2 + a_2^2\dot{\alpha}_2^2 + 2l_1a_2\dot{\alpha}_1\dot{\alpha}_2\cos(\alpha_1 - \alpha_2)) + \\
&\frac{1}{2}m_3(l_1^2\dot{\alpha}_1^2 + l_2^2\dot{\alpha}_2^2 + a_3^2\dot{\alpha}_3^2 + 2l_1l_2\dot{\alpha}_1\dot{\alpha}_2\cos(\alpha_1 - \alpha_2) + \\
&2l_1a_3\dot{\alpha}_1\dot{\alpha}_3\cos(\alpha_1 - \alpha_3) + 2l_2a_3\dot{\alpha}_2\dot{\alpha}_3\cos(\alpha_2 - \alpha_3)) + \frac{1}{2}I_1\dot{\alpha}_1^2 + \\
&\frac{1}{2}I_2\dot{\alpha}_2^2 + \frac{1}{2}I_3\dot{\alpha}_3^2 - m_1g(l_1 + l_2 + l_3 - a_1\cos\alpha_1) - m_2g(l_1 + l_2 + \\
&l_3 - l_1\cos\alpha_1 - a_2\cos\alpha_2) - m_3g(l_1 + l_2 + l_3 - l_1\cos\alpha_1 - \\
&l_2\cos\alpha_2 - a_3\cos\alpha_3) \quad (2.4)
\end{aligned}$$

Kemudian jika kita kembalikan parameter α menjadi θ , maka didapatkan fungsi L yang baru, seperti perumusan di bawah ini.

$$\begin{aligned}
L &= \frac{1}{2}m_1a_1^2\dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2}m_2(l_1^2\dot{\theta}_1^2 + a_2^2\dot{\theta}_1^2 + a_2^2\dot{\theta}_2^2 - 2a_2^2\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 + \\
&2l_1a_2\dot{\theta}_1(\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2)\cos\theta_2) + \frac{1}{2}m_3(l_1^2\dot{\theta}_1^2 + l_2^2\dot{\theta}_1^2 + l_2^2\dot{\theta}_2^2 - \\
&2l_2^2\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 + a_3^2\dot{\theta}_1^2 + a_3^2\dot{\theta}_2^2 + a_3^2\dot{\theta}_3^2 - 2a_3^2\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 - 2a_3^2\dot{\theta}_1\dot{\theta}_3 + \\
&2a_3^2\dot{\theta}_2\dot{\theta}_3 + 2l_1l_2\dot{\theta}_1(\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2)\cos\theta_2 + 2l_1a_3\dot{\theta}_1(\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2 - \\
&\dot{\theta}_3)\cos(\theta_2 + \theta_3 - \frac{\pi}{2}) + 2l_2a_3(\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2)(\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_3)\cos(\theta_3 - \\
&\frac{\pi}{2})) + \frac{1}{2}I_1\dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2}I_2\dot{\theta}_1^2 - I_2\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 + \frac{1}{2}I_2\dot{\theta}_2^2 + \frac{1}{2}I_3\dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2}I_3\dot{\theta}_2^2 +
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned} & \frac{1}{2}I_3\dot{\theta}_3^2 - I_3\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 - I_3\dot{\theta}_1\dot{\theta}_3 + I_3\dot{\theta}_2\dot{\theta}_3 - m_1g(l_1 + l_2 + l_3 - \\ & a_1\cos\theta_1) - m_2g(l_1 + l_2 + l_3 - l_1\cos\theta_1 - a_2\cos(\theta_1 - \theta_2) - \\ & m_3g(l_1 + l_2 + l_3 - l_1\cos\theta_1 - l_2\cos(\theta_1 - \theta_2) - a_3\cos(\theta_1 - \theta_2 - \\ & \theta_3)) \end{aligned}$$

Selanjutnya, kita dapat mencari besarnya torsi (τ) pada tiap-tiap sendi/*joint* dengan menggunakan Persamaan Lagrange seperti pada Persamaan 2.5.

$$\frac{d}{dt}\left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}}\right) - \frac{\partial L}{\partial \theta} = \tau \quad (2.5)$$

Setelah proses penurunan, maka didapatkan persamaan torsi tiap-tiap *joint* seperti pada Persamaan 2.6, 2.7, dan 2.8.

$$\begin{aligned} \tau_1 = & \left(m_1a_1^2 + m_2l_1^2 + m_2a_2^2 + 2m_2l_1a_2\cos\theta_2 + m_3l_1^2 + m_3l_2^2 + \right. \\ & m_3a_3^2 + 2m_3l_1l_2\cos\theta_2 + 2m_3l_1a_3\cos\left(\theta_2 + \theta_3 - \frac{\pi}{2}\right) + \\ & 2m_3l_2a_3\cos\left(\theta_3 - \frac{\pi}{2}\right) + I_1 + I_2 + I_3 \Big) \ddot{\theta}_1 + \left(-m_2a_2^2 - \right. \\ & m_2l_1a_2\cos\theta_2 - m_3l_2^2 - m_3a_3^2 - m_3l_1l_2\cos\theta_2 - m_3l_1a_3\cos\left(\theta_2 + \right. \\ & \left. \theta_3 - \frac{\pi}{2}\right) - 2m_3l_2a_3\cos\left(\theta_3 - \frac{\pi}{2}\right) - I_2 - I_3 \Big) \ddot{\theta}_2 + \left(-m_3a_3^2 - \right. \\ & m_3l_1a_3\cos\left(\theta_2 + \theta_3 - \frac{\pi}{2}\right) - m_3l_2a_3\cos\left(\theta_3 - \frac{\pi}{2}\right) - I_3 \Big) \ddot{\theta}_3 + \\ & \left(-2m_2l_1a_2\dot{\theta}_1\sin\theta_2 + m_2l_1a_2\dot{\theta}_2\sin\theta_2 - 2m_3l_1l_2\dot{\theta}_1\sin\theta_2 + \right. \\ & m_3l_1l_2\dot{\theta}_2\sin\theta_2 - 2m_3l_1a_3\dot{\theta}_1\sin\left(\theta_2 + \theta_3 - \frac{\pi}{2}\right) + \\ & m_3l_1a_3\dot{\theta}_2\sin\left(\theta_2 + \theta_3 - \frac{\pi}{2}\right) + 2m_3l_1a_3\dot{\theta}_3\sin\left(\theta_2 + \theta_3 - \frac{\pi}{2}\right) \Big) \dot{\theta}_2 + \\ & \left(-2m_3l_1a_3\dot{\theta}_1\sin\left(\theta_2 + \theta_3 - \frac{\pi}{2}\right) + m_3l_1a_3\dot{\theta}_3\sin\left(\theta_2 + \theta_3 - \frac{\pi}{2}\right) - \right. \\ & 2m_3l_2a_3\dot{\theta}_1\sin\left(\theta_3 - \frac{\pi}{2}\right) + m_3l_2a_3\dot{\theta}_3\sin\left(\theta_3 - \frac{\pi}{2}\right) \Big) \dot{\theta}_3 + \\ & \left((m_1a_1 + m_2l_1 + m_3l_1)\sin\theta_1 + (m_2a_2 + m_3l_2)\sin(\theta_1 - \theta_2) + \right. \\ & \left. m_3a_3\sin\left(\theta_1 - \theta_2 - \theta_3 + \frac{\pi}{2}\right) \right) g \end{aligned} \quad (2.6)$$

$$\begin{aligned}
\tau_2 = & \left(-m_2 a_2^2 - m_2 l_1 a_2 \cos \theta_2 - m_3 l_2^2 - m_3 a_3^2 - m_3 l_1 l_2 \cos \theta_2 - \right. \\
& m_3 l_1 a_3 \cos \left(\theta_2 + \theta_3 - \frac{\pi}{2} \right) - 2m_3 l_2 a_3 \cos \left(\theta_3 - \frac{\pi}{2} \right) - D - \\
& B \left. \right) \ddot{\theta}_1 + \left(m_2 a_2^2 + m_3 l_2^2 + m_3 a_3^2 + 2m_3 l_2 a_3 \cos \left(\theta_3 - \frac{\pi}{2} \right) + D + \right. \\
& B \left. \right) \ddot{\theta}_2 + \left(m_3 a_3^2 + m_3 l_2 a_3 \cos \left(\theta_3 - \frac{\pi}{2} \right) + B \right) \ddot{\theta}_3 + \\
& \left(m_2 l_1 a_2 \dot{\theta}_1 \sin \theta_2 + m_3 l_1 l_2 \dot{\theta}_1 \sin \theta_2 + m_3 l_1 a_3 \dot{\theta}_1 \sin \left(\theta_2 + \theta_3 - \frac{\pi}{2} \right) \right) \dot{\theta}_1 + \\
& \left(2m_3 l_2 a_3 \dot{\theta}_3 \sin \left(\theta_3 - \frac{\pi}{2} \right) - 2m_3 l_2 a_3 \dot{\theta}_2 \sin \left(\theta_3 - \frac{\pi}{2} \right) - \right. \\
& m_3 l_2 a_3 \dot{\theta}_3 \sin \left(\theta_3 - \frac{\pi}{2} \right) \left. \right) \dot{\theta}_3 + \left((-m_2 a_2 - m_3 l_2) \sin (\theta_1 - \theta_2) - \right. \\
& \left. m_3 a_3 \sin \left(\theta_1 - \theta_2 - \theta_3 + \frac{\pi}{2} \right) \right) g \quad (2.7)
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\tau_3 = & \left(-m_3 a_3^2 - m_3 l_1 a_3 \cos \left(\theta_2 + \theta_3 - \frac{\pi}{2} \right) - m_3 l_2 a_3 \cos \left(\theta_3 - \frac{\pi}{2} \right) - \right. \\
& B \left. \right) \ddot{\theta}_1 + \left(m_3 a_3^2 + m_3 l_2 a_3 \cos \left(\theta_3 - \frac{\pi}{2} \right) + B \right) \ddot{\theta}_2 + \left(m_3 a_3^2 + \right. \\
& B \left. \right) \ddot{\theta}_3 + \left(m_3 l_1 a_3 \dot{\theta}_1 \sin \left(\theta_2 + \theta_3 - \frac{\pi}{2} \right) + m_3 l_2 a_3 \dot{\theta}_1 \sin \left(\theta_3 - \frac{\pi}{2} \right) - \right. \\
& \left. \frac{\pi}{2} \right) - 2m_3 l_2 a_3 \dot{\theta}_2 \sin \left(\theta_3 - \frac{\pi}{2} \right) \left. \right) \dot{\theta}_1 + \left(m_3 l_2 a_3 \dot{\theta}_2 \sin \left(\theta_3 - \frac{\pi}{2} \right) \right) \dot{\theta}_2 + \\
& \left(-m_3 a_3 \sin \left(\theta_1 - \theta_2 - \theta_3 + \frac{\pi}{2} \right) \right) g \quad (2.8)
\end{aligned}$$

Persamaan gerak *lagrange* didefinisikan sebagai suatu persamaan diferensial yang melibatkan torsi didefinisikan pada Persamaan 2.9

$$\begin{aligned}
\boldsymbol{\tau} = \mathbf{M} \ddot{\boldsymbol{\theta}} + \mathbf{C} \dot{\boldsymbol{\theta}} + \mathbf{G} \quad (2.9) \\
\begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \\ \ddot{\theta}_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} \\ c_{21} & c_{22} & c_{23} \\ c_{31} & c_{32} & c_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} g_1 \\ g_2 \\ g_3 \end{bmatrix}
\end{aligned}$$

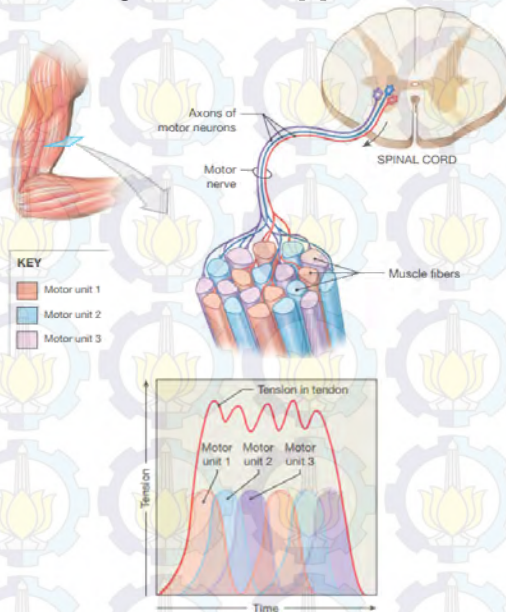
Maka persamaan gerak dalam bentuk torsi pada Persamaan 2.6, 2.7, dan 2.8 tersebut bisa disederhanakan dalam bentuk komponen-komponen matriks di atas, sehingga secara *forward dynamics* kita bisa mendapatkan torsi dari masukan yang tersedia, atau sebaliknya dengan *inverse dynamics* kita juga dapat mendapatkan besaran yang

menyangkut θ dari torsi yang ada. Selain daripada torsi aktif pada masing-masing *joint* , terdapat pula torsi pasif pada masing-masing *joint* yang bergantung pada Persamaan 2.10.

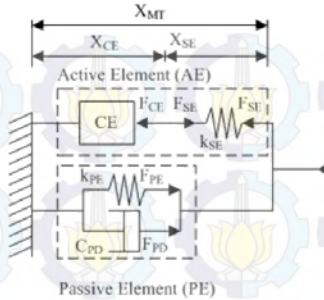
$$\tau_P = -c\dot{\theta} + k_1 e^{(-k_2(\theta - \varphi_1))} + k_3 e^{(k_4(\theta - \varphi_2))} \quad (2.10)$$

2.4 Pola Aktivasi Otot Manusia

Aktivasi dari otot manusia dapat disebut juga sebagai *Motor unit Action Potential (MUAP)* atau yang sering kita kenal dengan *Electromyograph* atau EMG. *Motor unit* merupakan suatu neuron yang terdapat pada serat-serat otot, yang memberikan perintah suatu otot untuk berkontraksi. Jadi aktivasi otot itu sendiri dapat dikatakan jumlahan dari *MUAP* pada suatu otot. [3]



Gambar 2. 8 (a) Hubungan antara sumsum tulang belakang dengan *Motor unit* pada otot (b) Jumlahan dari *Motor unit* mengakibatkan tegangan pada otot[3]



Gambar 2. 9 Model Hill dari Otot Manusia[4]

Pada model matematika otot manusia yang digambarkan oleh Hill terdapat dua elemen, yaitu elemen pasif dan elemen aktif. Elemen aktif terdiri atas *Contractile Element (CE)* dan *Serial Element (SE)*. *CE* menghasilkan gaya secara aktif, sedangkan *SE* hanya meneruskan gaya dari *CE* saja dan tidak menghasilkan gaya olehnya sendiri. Gaya yang dihasilkan oleh *CE* atau gaya aktif (F_{act}) dirumuskan dalam Persamaan 2.11,

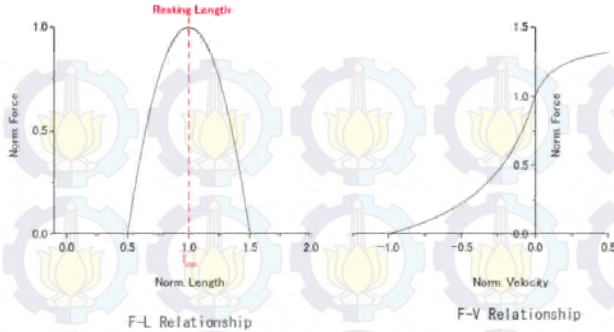
$$F_{act} = a(t)f(l)f(v)F_{max} \quad (2.11)$$

dimana $a(t)$ adalah besarnya pola aktivasi otot, $f(l)$ (*force-length relationship*) adalah hubungan antara panjang otot dengan gaya yang dihasilkan, $f(v)$ (*force-velocity relationship*) adalah hubungan antara kecepatan sudut dengan kecepatan yang dihasilkan, dan F_{max} adalah gaya maksimal yang dapat dihasilkan oleh suatu otot. Besar dari *force-length relationship* dan *force-velocity relationship* ditentukan berdasarkan Persamaan 2.12 dan 2.13,

$$f(l) = 1 - \left(\frac{l(\theta) - l_{opt}}{0.5l_{opt}} \right)^2 \quad (2.12)$$

$$f(v) = \begin{cases} \frac{v_{max} - v}{13 - 0.3} & , l \leq l_{opt} \\ \frac{v_{max} - cv_{max}}{1 + c^2v} & , l > l_{opt} \end{cases} \quad (2.13)$$

dimana l adalah panjang otot, l_{opt} adalah panjang otot optimal, v adalah kecepatan sendi, v_{max} adalah kecepatan maksimal dari suatu sendi dan c adalah koefisien dari $f(v)$.



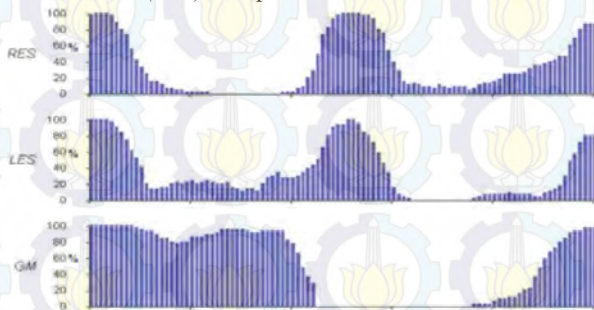
Gambar 2. 10 Grafik *force length relationship* dan *force velocity relationship*[4]

Gaya pasif pada *PE* dapat diwakilkan sebagai sebuah pegas dan *damper* yang masing-masing memberikan gaya F_{PE} (*Force Passive Elasticity*) dan F_{PD} (*Force Passive Damping*), yang dapat dirumuskan dalam Persamaan 2.14 dan 2.15[4].

$$F_{PD} = -C_{PD}v \quad (2.14)$$

$$F_{PE} = K_{PE}e^{(15(l-l_{opt})-1)} \quad (2.15)$$

Sebagai contoh pola aktivasi suatu otot pada saat berjalan, yaitu pada otot *Left Erector Spinae (LES)*, *Right Erector Spinae (RES)* dan *Gluteus Maximus (GM)* ada pada Gambar 2.12



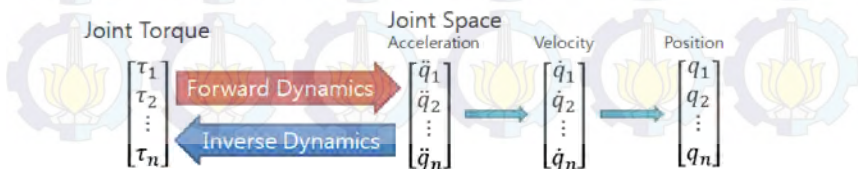
Gambar 2. 11 Pola aktivasi otot saat gerakan berjalan pada otot LES,RES,dan GM[12]

2.5 Inverse dynamics

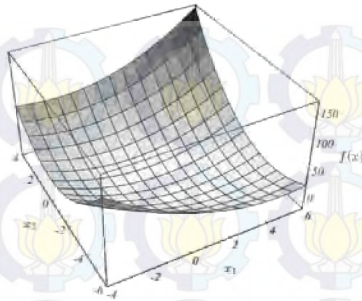
Sistem yang terdiri dari beberapa struktur yang terhubung akan menghasilkan suatu perilaku kompleks saat diberikan suatu torsi atau gaya, baik internal maupun eksternal. Proses untuk merekonstruksi suatu gaya dan/atau torsi internal dari suatu gerakan atau gaya eksternal yang diketahui disebut *Inverse dynamics*, sebaliknya proses untuk menghitung gerakan dan reaksi yang dihasilkan oleh gaya dan/atau torsi internal disebut *Forward dynamics*. Saat menyeberang jalan, kita menggunakan gaya otot untuk menghasilkan percepatan sudut pada bagian tubuh tertentu, dan oleh gaya reaksi dari jalan, dihasilkan pula percepatan ke depan dari titik berat tubuh. Penghitungan *Inverse dynamics* yang dilakukan pada sebuah himpunan data pergerakan pada kejadian-kejadian tertentu dapat menghasilkan pola temporal dari torsi-torsi pada sendi yang menyebabkan kejadian tersebut berlangsung. Pada penghitungan *Forward dynamics*, kita dapat menghasilkan suatu gerakan dari pola-pola temporal tersebut, yang cukup sulit karena hubungan mekanis yang kompleks antar bagian-bagian pada suatu sistem. Maka, untuk menyederhanakan hubungan tersebut, dapat digunakan ekspresi matematika, antara lain pendekatan *Newton-Euler*, *Lagrangian*, dan *Featherstone*. Masing-masing mempunyai kelemahan dan keuntungan tersendiri[5].

2.6 Metode Optimasi *Conjugate Gradient*

Optimasi suatu fungsi dapat dilakukan dengan menggunakan metode iteratif dengan memanfaatkan nilai *conjugate gradient* dari fungsi tersebut. Semisal suatu fungsi dinyatakan dengan $Ax = B$, dimana x adalah sebuah vektor yang tidak diketahui, A adalah sebuah matriks definit positif atau indefinit positif, dan B adalah sebuah vektor yang diketahui. Maka besarnya x dapat diminimalkan dengan memanfaatkan bentuk kuadratik dari fungsi tersebut seperti pada Persamaan 2.16 dan diilustrasikan pada Gambar 2.13



Gambar 2. 12 Ilustrasi *Forward dynamics* dan *Inverse dynamics*[5]



Gambar 2. 13 Grafik parabola dari turunan fungsi kuadratik[6]

$$f(x) = \frac{1}{2}x^T Ax - b^T x + c \quad (2.16)$$

Sehingga penurunan dari fungsi tersebut akan terminimalkan dengan solusi dari $Ax = B$. Plot dari $f(x)$ dapat dilihat pada Gambar 2.7. Karena matriks A adalah definit positif, maka bentuk dari fungsi kuadratik seperti sebuah mangkok parabola. Gradien dari $f(x)$ dapat dirumuskan dalam Persamaan 2.17.

$$f'(x) = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial x_1} f(x) \\ \frac{\partial}{\partial x_2} f(x) \\ \vdots \\ \frac{\partial}{\partial x_n} f(x) \end{bmatrix} \quad (2.17)$$

Gradien adalah sebuah medan vektor yang mengarah kepada kenaikan terbesar dari $f(x)$, dan pada dasar dari mangkok parabola yang telah disebutkan sebelumnya, gradiennya adalah 0. Maka secara matematis, dapat dirumuskan Persamaan 2.18.

$$f'(x) = \frac{1}{2}A^T x + \frac{1}{2}Ax - b \quad (2.18)$$

Jika matriks A simetris, maka persamaan tersebut dapat disederhanakan menjadi Persamaan 2.19.

$$f'(x) = Ax - b \quad (2.19)$$

Sehingga jika gradien dinyatakan sama dengan nol, maka kita mendapatkan fungsi $Ax = b$ yang ingin kita optimalkan. Maka solusi dari $Ax = b$ adalah titik kritis dari $f(x)$. Kemudian diterapkan suatu metode iteratif untuk menentukan nilai x selanjutnya.

Metode *Conjugate Gradient* menerapkan prinsip arah konjugasi dari suatu titik terhadap suatu fungsi sebagai arah perbaikan. Arah konjugasi disebut juga arah orthogonal, yang dapat dilihat pada Gambar 2.14. Pada Gambar 2.14 suatu fungsi dengan variabel θ , diminimalkan dengan perbaikan $\eta_k d_k$, sehingga dapat mencapai θ yang dapat meminimalkan fungsi tersebut, yaitu θ^* . Pada algoritma *Conjugate Gradient*, arah perbaikan dirumuskan pada Persamaan 2.20.

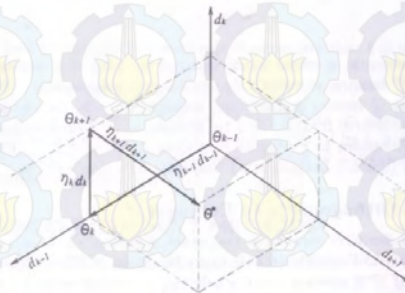
$$d_k = -g_k + \beta_k d_{k-1} \quad (2.20)$$

Sementara β_k merupakan penurunan dari sifat konjugasi gradien pada proses menuju nilai minimal dari suatu fungsi. Terdapat beberapa versi β_k , antara lain pada Persamaan 2.21, 2.22, dan 2.23.

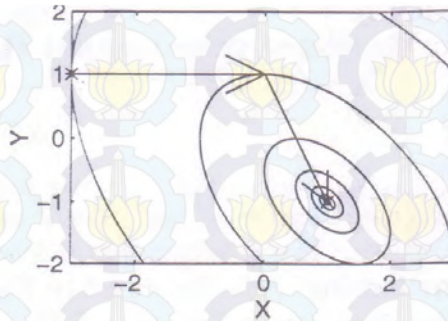
$$\text{Fletcher-Reeves} : \beta_k = \frac{g_k^T g_k}{g_{k-1}^T g_{k-1}} \quad (2.21)$$

$$\text{Polak-Ribiere} : \beta_k = \frac{g_k^T (g_k - g_{k-1})}{g_{k-1}^T g_{k-1}} \quad (2.22)$$

$$\text{Beale Sorenson} : \beta_k = \frac{g_k^T (g_k - g_{k-1})}{d_{k-1}^T (g_k - g_{k-1})} \quad (2.23)$$



Gambar 2. 14 Arah Perbaikan Ortogonal[15]



Gambar 2. 15 Perbaikan suatu fungsi kuadrat $E(x,y) = x^2 + xy + y^2 - x + y$ [15]

Ilustrasi dari perbaikan secara konjugasi pada suatu fungsi kuadrat pada bidang 2 dimensi dapat dilihat pada Gambar 2.15

2.7 NDI (North Digital Inc) *Optotrak Certus 3020 Motion capture System*

Optotrak Certus System adalah suatu alat ukur optik yang digunakan untuk men-tracking posisi dan pergerakan *infrared light emitting diode (marker)* dengan area tertentu. NDI merupakan perusahaan yang membuat produk tersebut. *Optotrak Certus* banyak



Gambar 2. 16 *Optotrak Certus 2030 Position sensor dan Marker* [7]

digunakan dalam penelitian di dunia dalam berbagai bidang , salah satunya dibidang kedokteran dan medis. Dalam penelitian ini *Optotrak* digunakan untuk tracking objek yang bergerak (jalan/lari) yang nantinya hasil pengukuran digunakan sebagai evaluasi gaya berjalan. *Optotrak* memiliki ketelitian hingga 0.1mm dengan resolusi 0.01mm, serta frekuensi *marker* sebesar 4600 Hz, sehingga pengukuran dapat dilakukan dengan frekuensi $4600/(n+1.3)$ Hz, dimana n adalah jumlah *marker* yang terpasang, dimana *position sensor* dapat membaca maksimal 512 *marker*.

Komponen dasar dari *Optotrak Certus System* adalah sebagai berikut [7]:

A. Optotrak[®] CertusTM (Position sensor)

Merupakan sensor posisi yang mendeteksi *marker* inframerah pada objek yang di ukur pada area terukur. Seperti terlihat pada Gambar 2.17 lokasi *marker* akan diketahui posisinya apabila terdapat dalam volume operasi pengukuran. Informasi setiap posisi *marker* akan dikirim berupa koordinat posisi (x,y,z) dalam area pengukuran. Posisi (0,0,0) berada pada tengah-tengah posisi sensor. Selain *Position sensor* itu sendiri, terdapat sebuah *System Control Unit (SCU)* yang berfungsi menghubungkan *Position sensor* dengan antarmuka yang lain seperti laptop atau komputer

B. Smart Markers

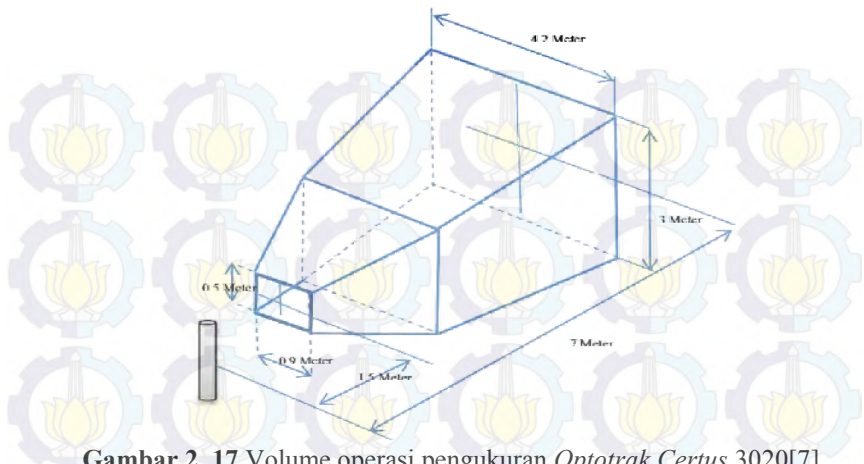
Merupakan *infrared light emitting diode marker* yang akan diketahui posisinya. *Smart marker* merupakan salah satu dari tiga jenis jenis tipe *marker*. *Marker* akan berfungsi bila terhubung dengan *strobers* dan dapat dipasang secara seri dengan *marker* lain.

C. Smart Marker Hub

Pada *smart marker hub* terdapat 4 port yang dapat digunakan untuk menghubungkan beberapa *marker* pada *strobers*.

D. Wireless Strober

Sebuah divais yang berfungsi menerima timing signal dari SCU untuk mengaktifkan dan menonaktifkan *smart marker*. Untuk penggunaannya bisa menggunakan kabel atau tanpa kabel



Gambar 2. 17 Volume operasi pengukuran *Optotrak Certus 3020*[7]

E. *Wireless Transmitter*

Apabila pengukuran ingin dilakukan tanpa kabel, maka dapat digunakan *wireless transmitter* dengan sumber daya yang bisa dipindahkan, seperti baterai

2.8 Vernier *Force plate* Sensor

Force plate adalah sebuah instrumen yang digunakan untuk mengukur gaya yang dikenakan pada suatu plat. *Force plate* dalam hal ini berguna dalam berbagai penelitian untuk mengetahui gaya yang tidak kita ketahui besarnya. Sebagai contohnya dalam gerakan berjalan kita bisa tahu gaya reaksi dari tanah yang kita injak. Dalam meloncat juga kita bisa tahu berapa gaya reaksi tanah yang dihasilkan.

Force plate yang digunakan pada tugas akhir ini adalah *Force plate* Vernier dengan spesifikasi gaya yang dapat diaplikasikan antara $-850\text{ N} - 3500\text{ N}$ atau $-200 - 850\text{ N}$ dengan resolusi yang berbeda, sebesar 12 bit, yang pertama sebesar $1,2\text{ N}$ dan yang kedua sebesar $0,3\text{ N}$. [8]



Gambar 2. 18 *Force plate* dari Vernier[8]

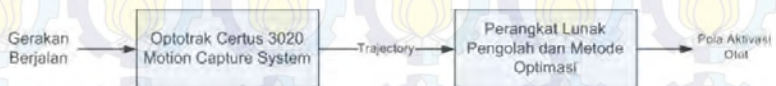
BAB III

PERANCANGAN SISTEM

Pada bab ini akan dijelaskan terkait perancangan sistem secara keseluruhan, mulai dari konfigurasi *hardware* yang digunakan, sampai dengan perangkat lunak dan simulasi yang digunakan. *Hardware* yang akan digunakan adalah kamera *Optotrak Certus 3020*, yang berfungsi untuk menangkap pergerakan atau perubahan sudut pada sendi-sendi manusia. Perangkat lunak yang dibuat akan berfungsi sebagai simulasi pergerakan kaki manusia dan juga untuk proses optimasi pola aktivasi otot menggunakan metode iteratif.

3.1 Diagram Blok Sistem

Cara kerja dari sistem secara umum digambarkan pada blok *diagram* pada Gambar 3.1. Kaki kanan subjek akan ditempelkan *marker-marker* yang nantinya akan dibaca oleh *Optotrak Motion capture System*. *Optotrak Motion capture System* tersebut nantinya akan menghasilkan data berupa gerakan dari *marker-marker* tersebut pada sumbu kartesian atau pada bidang x, y , dan z . Gerakan atau *Trajectory* tersebut akan diolah oleh perangkat lunak pengolah. Proses yang pertama dilalui adalah interpolasi untuk memperkirakan data yang hilang, kemudian dilakukan perhitungan trigonometri untuk mendapatkan sudut-sudut *hip joint, knee joint, dan ankle joint*. Data sudut tersebut kemudian akan dibandingkan dengan data output dari model yang telah dirancang, dan dilakukan proses optimasi untuk menentukan berapa pola aktivasi dari otot yang diperlukan untuk melakukan gerakan berjalan manusia, dalam hal ini ditinjau dari sudut *knee* saja.

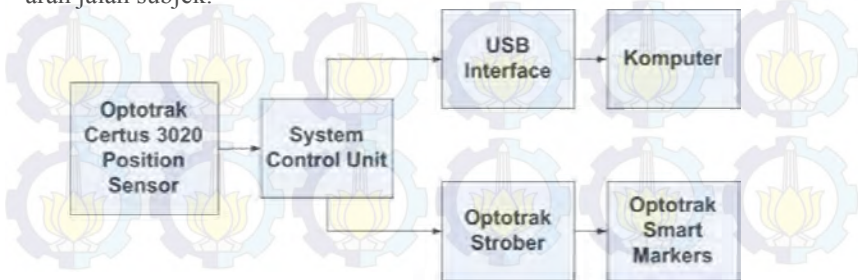


Gambar 3. 1 *Diagram blok sistem optimasi pola aktivasi otot pada gerakan berjalan menggunakan model matematika dengan pendekatan inverse dynamics*

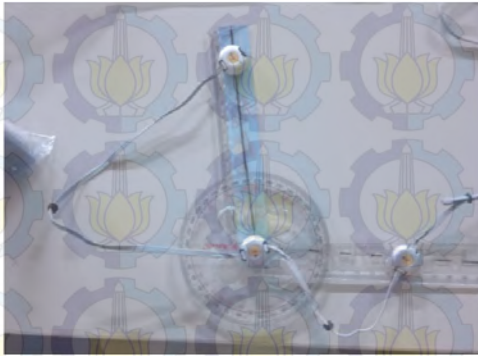
3.2 Konfigurasi Perangkat Keras (*Hardware*)

Sebagaimana terlihat pada Gambar 3.2, perangkat-perangkat dari *Optotrak Motion capture System* dikonfigurasi sebagai berikut. *Marker-marker* yang digunakan akan terhubung ke *Strober* yang memberikan daya dan mengatur sinyal yang masuk ke *marker-marker* tersebut. *Strober* sendiri terhubung ke *System Control Unit (SCU)*. Selain port untuk *strober*, SCU juga memiliki port untuk menerima masukan dari *position sensor*, dan juga mengeluarkan keluaran berupa gerakan atau *trajectory* dari *marker-marker* yang dapat terhubung ke port USB dari komputer, melalui sebuah *USB Interface Unit*. Pada komputer, data dari *USB Interface Unit* akan diolah oleh program dari NDI (*North Digital Inc.*, produsen *Optotrak Motion capture System*), sehingga dihasilkan data dengan format TSV (*Tab Separated Values*) yang siap diolah menggunakan perangkat lunak pengolah lebih lanjut.

Sebelum digunakan untuk pengukuran, *Optotrak Motion capture System* dikalibrasi terlebih dahulu, menggunakan penggaris dan busur untuk mengukur ketelitian dari alat tersebut. Untuk ketelitian panjang digunakan penggaris untuk mengukur jarak antar *marker* dan dihitung error antara panjang yang terukur penggaris dan panjang hasil pengukuran *Optotrak Motion capture System*. Sementara untuk kalibrasi sudut *joint* digunakan busur yang ditempelkan tiga *marker* dalam suatu segitiga, dan dihitung sudutnya secara matematis menggunakan persamaan trigonometri, dan dibandingkan dengan sudut yang terukur pada busur. Konfigurasi untuk kalibrasi dan peletakan *marker* dapat dilihat pada Gambar 3.3 dan Gambar 3.4. Persamaan untuk kalibrasi dapat dilihat pada Persamaan 3.1. Peletakan kamera diletakkan pada jarak 2,8 meter agar semua *marker* dapat tertangkap sepenuhnya. Arah panah pada Gambar 3.5 menunjukkan arah jalan subjek.

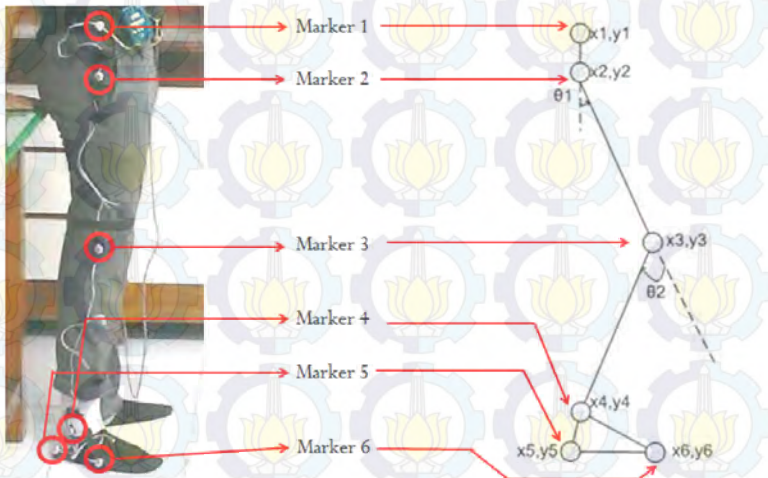


Gambar 3. 2 *Diagram blok konfigurasi Hardware sistem*

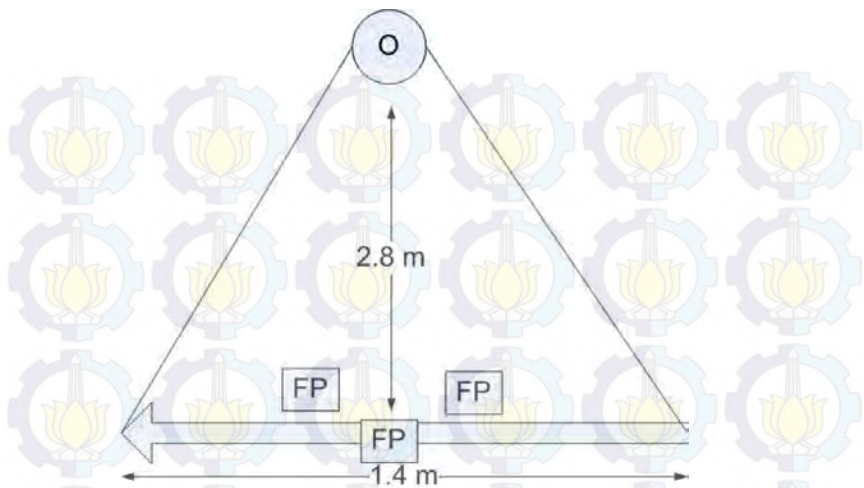


$$\theta = \arctan\left(\frac{y_1 - y_3}{x_3 - x_2}\right) \quad (3.1)$$

Gambar 3. 3 Metode kalibrasi sudut dan panjang *Optotrak Motion capture System*



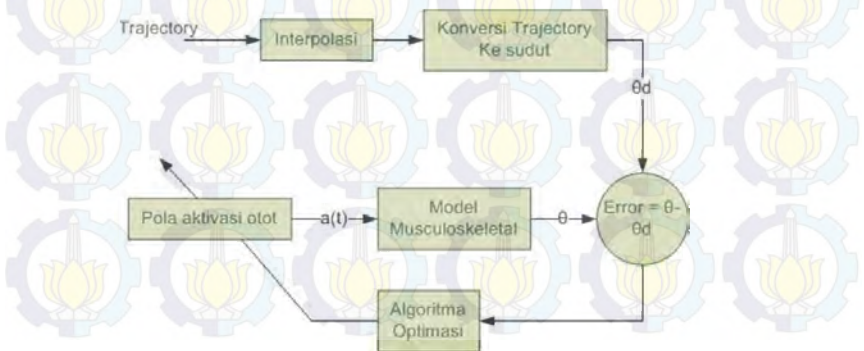
Gambar 3. 4 Peletakan *Marker* pada Subjek



Gambar 3. 5 Peletakan Kamera terhadap subjek. ‘O’ adalah Optotrak Certus 3020 dan ‘FP’ adalah *Force Plate*.

3.3 Perancangan Perangkat Lunak (perangkat lunak)

Perancangan perangkat lunak terdiri dari beberapa bagian, antara lain program untuk interpolasi dan konversi *trajectory* menjadi sudut, bagian model muskuloskeletal, serta bagian untuk optimasi pola aktivasi otot. Blok *diagram* dari sistem perangkat lunak secara keseluruhan dapat dilihat pada Gambar 3.5



Gambar 3. 6 Blok *diagram* keseluruhan dari perangkat lunak pengolah

3.3.1 Interpolasi dan Konversi *Trajectory* ke Sudut

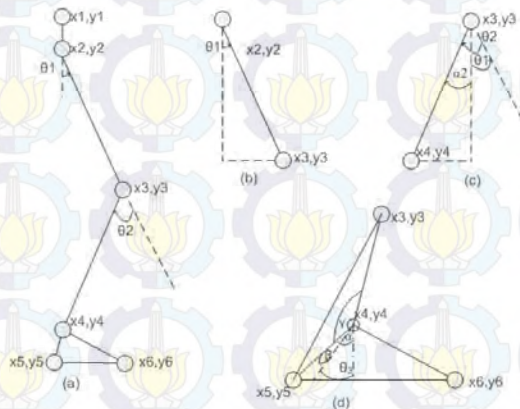
Interpolasi digunakan untuk mengantisipasi *marker* yang tertutup atau terhalang sesuatu sehingga tidak terbaca. Teknik ini sering dilakukan untuk merekonstruksi gerakan dari *marker Optical motion capture*. Interpolasi dilakukan secara linier dengan menggunakan Persamaan 3.2, dan ilustrasinya dapat dilihat pada Gambar 3.7

$$y = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1}(x - x_1) + y_1 \quad (3.2)$$

Kemudian untuk merubah koordinat *marker* ke dalam sudut masing-masing *joint*, digunakan fungsi trigonometri *arctan*. Ilustrasi *free-body diagram* dapat dilihat pada Gambar 3.8 serta perhitungannya pada Persamaan 3.3, 3.4 , dan 3.5.



Gambar 3. 7 Ilustrasi Interpolasi



Gambar 3. 8 (a) *Free-body Diagram* dari penempatan *marker*, (b) penghitungan sudut *hip*, (c) penghitungan sudut *knee*, dan (d) penghitungan sudut *ankle*

$$\tan \theta_1 = \frac{m3x - m2x}{m3y - m2y}$$

$$\theta_1 = \arctan \frac{m3x - m2x}{m3y - m2y} \quad (3.3)$$

$$\tan \alpha_2 = \frac{m4x - m3x}{m4y - m3y}$$

$$\alpha_2 = \arctan \frac{m4x - m3x}{m4y - m3y}$$

$$\theta_2 = \alpha_2 - \theta_1 \quad (3.4)$$

$$\gamma = \arccos \left(\frac{r_{34}^2 + r_{45}^2 - r_{35}^2}{2r_{34}r_{45}} \right)$$

$$\delta = \arccos \left(\frac{r_{45}^2 + r_{56}^2 - r_{46}^2}{2r_{45}r_{56}} \right)$$

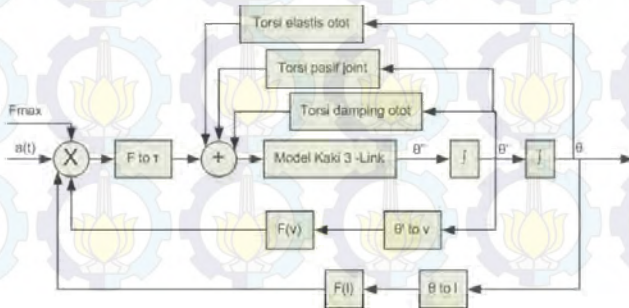
$$\beta = 180 - \gamma$$

$$\alpha = 180 - 90 - \delta$$

$$\theta_3 = \alpha - \beta \quad (3.5)$$

3.3.2 Model Muskuloskeletal

Model muskuloskeletal dirancang dari persamaan gerak yang telah diturunkan pada bab 2, kemudian dilakukan integrasi dengan metode runge-kutta orde 4 untuk menyelesaikan persamaan diferensial orde 2 dari sudut masing-masing *joint*. Masukan model antara lain torsi, yang berasal dari penjumlahan gaya aktif dan pasif masing-masing otot, serta torsi pasif masing-masing *joint*, dan sudut serta kecepatan sudut hasil integrasi sebelumnya. Model otot sendiri memiliki masukan aktivasi yang nantinya akan dioptimasi. Sedangkan keluaran dari model muskuloskeletal adalah sudut dan kecepatan sudut hasil integrasi, Gambaran keseluruhan model dapat dilihat pada Gambar 3.9.

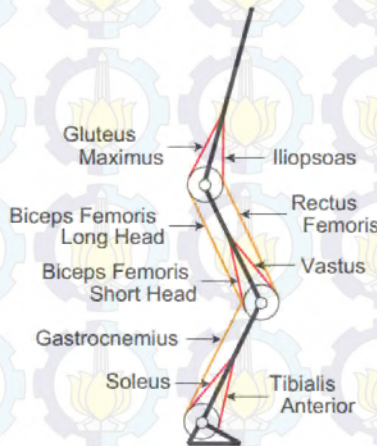


Gambar 3. 9 Blok *Diagram* Model otot

Pada simulasi, dapat diandaikan juga bahwa fungsi aktivasi otot merupakan suatu persamaan diferensial dari impuls neuron yang dikirimkan oleh otak, yang dapat dimodelkan dengan Persamaan 3.6[4]

$$\frac{da}{dt} = \frac{1}{tr}(u - a) + \frac{1}{tf}(u - a - (u - a)u) \quad (3.6)$$

Beberapa variabel pada model seperti panjang segmen, letak pusat massa, dan variabel-variabel lainnya berasal dari hasil penelitian-penelitian sebelumnya[4][10][11], dan dapat dilihat pada Tabel 3.1 , 3.2, dan 3.3. Untuk data hasil pengukuran, diukur jarak antar *marker* untuk menentukan panjang suatu segmen. Sementara pembagian massa menggunakan konstanta yang diturunkan Dempster[14] dan dapat dilihat pada Tabel 3.4. Perhitungan dari momen inersia masing-masing segmen pun berubah mengacu kepada metode dari Dempster[14]. Pada tugas akhir ini dianalisa 6 dari 9 kelompok otot yang umum pada kaki manusia, yaitu 6 otot *uniarticular* atau hanya mengendalikan satu sendi saja : *Iliopsoas* (IL) ,*Gluteus Maximus* (GM),*Vastus* (VA),*Biceps Femoris Short Head* (BFSH) ,*Tibialis Anterior* (TA), dan *Soleus* (SO) [13].



Gambar 3. 10 Model otot pada kaki[13]

Tabel 3. 1 variabel pada model matematika segmen kaki[10]

Segmen	l (m)	m(kg)	a	I(kgm ²)
1	0.383	46.48	0.42	3.359
2	0.407	2.76	0.41	0.048
3	0.149	0.89	0.4	0.004

Tabel 3. 2 variabel pada torsi pasif joint[4]

Joint	c	k1	k2	k3	k4	φ1(°)	φ2(°)
Hip	3.9	2.6	5.8	8.7	1.3	-10	10
Knee	10	6.1	5.9	10.5	21.8	10	110
Ankle	0.943	2	5	2	5	-15	25

Tabel 3. 3 variabel pada model otot[11]

Otot	lopt(m)	fmax(N)	rf(m)	kdamp	kstf	cm
IL	0.35	1100	0.132	275	5.85	2.5
GM	0.3	1100	0.092	275	9.1	2.5
VA	0.26	7300	0.04	300	6.8	2.5
BFSH	0.29	1000	0.049	200	1.6	2.5
TA	0.3	1650	0.023	200	1.3	2.5
SO	0.35	2150	0.036	200	6.5	2.5
RF	0.48	1800	0.049/0.025	300	5.4	2.5
BFLH	0.46	2750	0.054/0.049	275	4.1	2.5
GC	0.56	1150	0.05/0.04	275	8.25	2.5

Metode Dempster[14] untuk menghitung massa segmen ke-i (m_i), pusat massa segmen yang ke-i dari titik proksimal (a_i), dan momen inersia segmen yang ke-i (I_i) dapat dilihat pada Persamaan 3.7, 3.8, dan 3.9, serta konstanta-konstanta yang diperlukan dalam penghitungannya dapat dilihat pada Tabel 3.4.

$$m_i = m_{total} * p \quad (3.7)$$

$$a_i = R_{proximal} * l_i \quad (3.8)$$

$$I_i = m_i(K_{cg} * l_i)^2 \quad (3.9)$$

Tabel 3. 4 Parameter Massa dan Inersia Model[14]

Segmen	p	Rproximal	Kcg
<i>Thigh</i>	0.1	0.433	0.323
<i>Shank</i>	0.0465	0.433	0.302
<i>Foot</i>	0.0145	0.5	0.475

3.3.3 Optimasi Pola Aktivasi Otot

Metode optimasi yang digunakan ialah metode *Fletcher-Reeves Nonlinear Conjugate Gradient* [9], dimana diterapkan suatu algoritma iteratif untuk mengoptimasi pola aktivasi otot yang tepat dalam gerakan berjalan. Algoritma iteratif yang digunakan dapat dilihat pada Gambar 3.11 . Secara keseluruhan, keluaran dari model (θ) akan dikurangkan dengan sudut hasil rekaman berjalan (θ_d), dan diperoleh error (e). Error yang digunakan memiliki fungsi $E = \frac{1}{2}e^2$. Error tersebut akan digunakan dalam proses perbaikan pola aktivasi otot (a). Proses perbaikan dirumuskan melalui Persamaan 3.10,

$$a_{k+1} = a_k + \alpha p_k \quad (3.10)$$

dimana menurut metode *Fletcher-Reeves Nonlinear Conjugate Gradient* , p_k adalah arah dari perbaikan, yang didefinisikan sebagai arah turun dari gradient fungsi tujuan, atau dilambangkan secara matematis dengan $-\nabla f_k$, k adalah iterasi yang ke- k , dan α adalah konstanta pembelajaran yang bernilai antara 0,1-0,9. Pada kasus ini f_k adalah fungsi kuadratik error, sehingga $p = -\nabla E(a)$ dapat dituliskan beserta penurunannya di bawah ini, dan hasilnya dapat dilihat pada Persamaan 3.11 dan 3.12.

$$\nabla E(a) = \frac{\partial E}{\partial a} \quad (3.11)$$

$$\nabla E(a) = \frac{\partial E}{\partial e} \frac{\partial e}{\partial \theta} \frac{\partial \theta}{\partial \tau} \frac{\partial \tau}{\partial F_m} \frac{\partial F_m}{\partial a} \quad (3.12)$$

Kemudian turunan dari masing-masing komponen $E(a)$ tersebut diturunkan secara analitis, kecuali turunan theta terhadap torsi akan diturunkan secara numerik. Perincian dari penurunannya dapat dilihat di bawah ini.

$$E = \frac{1}{2} e^2$$

$$\frac{\partial E}{\partial e} = e$$

$$e = \theta - \theta_d$$

$$\frac{\partial e}{\partial \theta} = 1$$

$$\frac{\partial \theta}{\partial \tau} = \frac{\theta(\tau + \epsilon) - \theta(\tau - \epsilon)}{2\epsilon} = \frac{\theta_k - \theta_{k-1}}{\tau_k - \tau_{k-1}}$$

$$\tau = r(F_m + F_{pd} + F_{pe})$$

$$\frac{\partial \tau}{\partial F_m} = r$$

$$F_m = a f(v) f(l) F_{max}$$

$$\frac{\partial F_m}{\partial a} = f(v) f(l) F_{max}$$

Hasil penurunan tersebut akan digunakan pada algoritma yang terdapat pada *Fletcher-Reeves Nonlinear Conjugate Gradient*, yaitu :

1. Tentukan fungsi tujuan $J, J = E(a)$

2. Mulai dari $i=1$ sampai jumlah data :

a. Tentukan $k = 0, p_0 = -\nabla J_0$

b. Hingga error < 0.0001 atau $k > 1200$

i. $k = k + 1$

ii. Hitung $\beta_k = \frac{\nabla J_k^T \nabla J_k}{\nabla J_{k-1}^T \nabla J_{k-1}}$

iii. Hitung $p_k = -\nabla J_k + \beta_k p_{k-1}$

iv. Hitung $a_k = a_{k-1} + \alpha^T p_k$

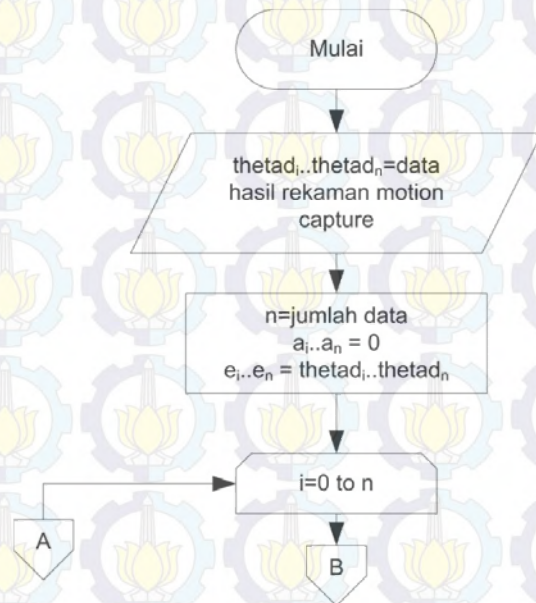
v. Gunakan a_k sebagai masukan model dan cek kondisi perulangan

Pola aktivasi yang telah dilakukan perbaikan akan dijadikan masukan lagi ke dalam model, dan keluarannya akan dikurangkan lagi dengan sudut hasil rekaman, dan begitu seterusnya hingga dicapai error yang cukup kecil sesuai dengan batas yang ditentukan, atau perbaikan sudah tidak dapat dilakukan lagi karena error tidak berubah dalam jangka waktu tertentu.

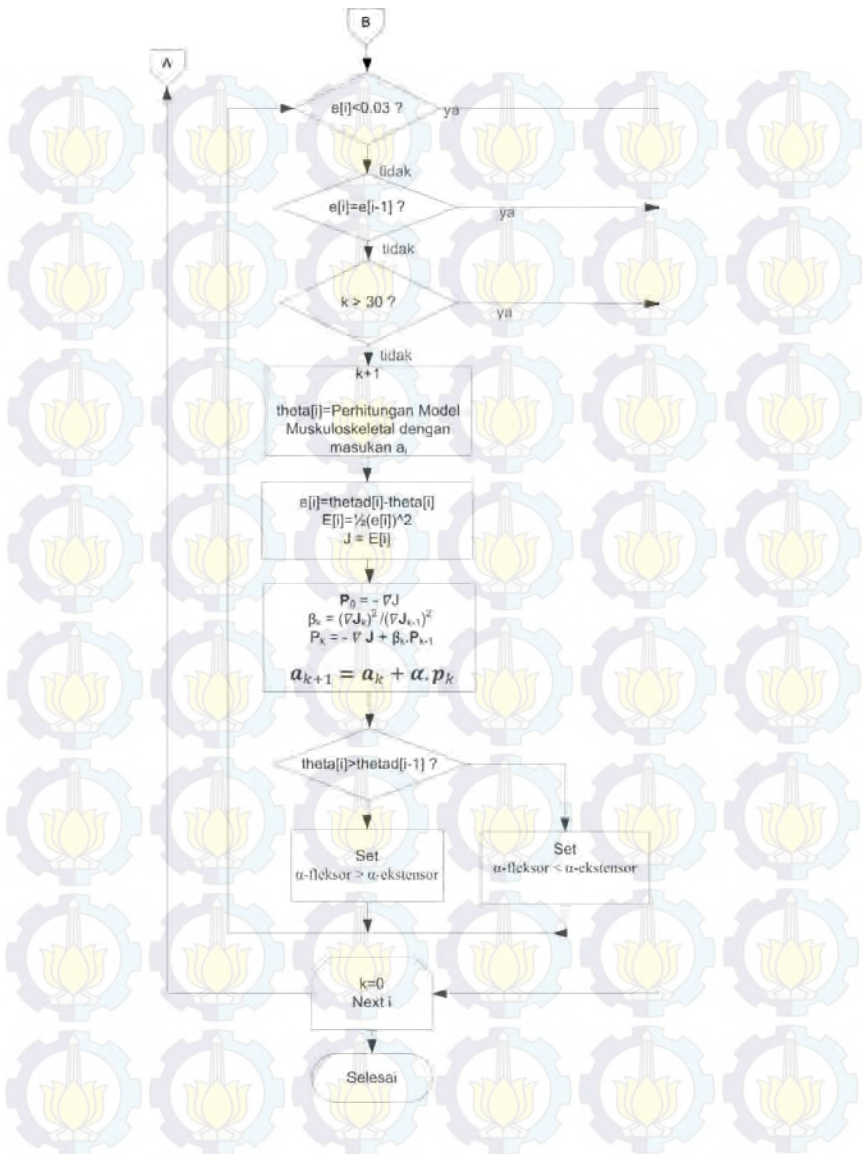
Untuk 2 otot yang berbeda, diterapkan suatu kondisi bahwa jika sudut referensi lutut bergerak ke arah yang lebih besar, maka dapat

disimpulkan terjadi fleksi, sehingga otot fleksor lebih dominan dari otot ekstensor, sehingga konstanta pembelajaran otot fleksor lebih besar dari otot ekstensor. Demikian pula sebaliknya saat sudut lutut bergerak ke arah yang lebih kecil, maka konstanta pembelajaran yang diterapkan ke otot ekstensor akan lebih besar dari yang diterapkan pada otot fleksor.

Selain itu, pada proses optimasi juga ditetapkan batasan atau *constraint* yang mewakili sifat otot sebenarnya, antara lain otot tidak bisa mendorong ($F_m > 0$), otot tidak bisa memberikan gaya melebihi gaya maksimalnya ($F_m < F_{max}$), pola aktivasi otot tidak melebihi 0 atau 1 ($0 \leq a \leq 1$), serta pembatasan jumlah iterasi sesuai dengan kondisi yang terjadi.



Gambar 3. 11 Flowchart Proses Optimasi Bagian 1



Gambar 3. 12 Flowchart untuk proses optimasi bagian 2

BAB IV PENGUJIAN DAN ANALISIS

Pada bab ini akan dilakukan pengambilan data dan pengujian sistem. Pengambilan data ini berupa kalibrasi dan hasil rekaman gerakan menggunakan *Optotrak Certus 2030 Motion capture System*. Setelah dilakukan kalibrasi dan pengambilan data kemudian dilakukan pengujian sistem secara keseluruhan.

4.1 Kalibrasi Sudut dari *Optotrak*

Hasil kalibrasi dari *Optotrak Motion capture* dapat dilihat pada Tabel 4.1.

Tabel 4. 1 Pengukuran Error RMS dari pembacaan sudut *marker Optotrak Motion capture System*

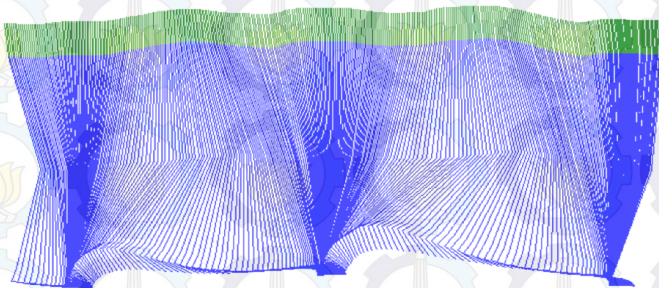
Sudut (derajat)	Hasil ukur (derajat)	error
0	0,8	0,8
10	10	0
20	20,5	0,5
30	30,7	0,7
40	41,3	1,3
50	50,8	0,8
60	60,3	0,3
70	70,2	0,2
80	80,6	0,6
90	91,4	1,4
100	101	1
110	110,2	0,2
120	120,4	0,4
130	129,5	0,5
140	139,9	0,1
150	149,8	0,2

Sudut (derajat)	Hasil ukur (derajat)	error
160	159,8	0,2
170	169,5	0,5
180	180,3	0,3
RMS		0,5

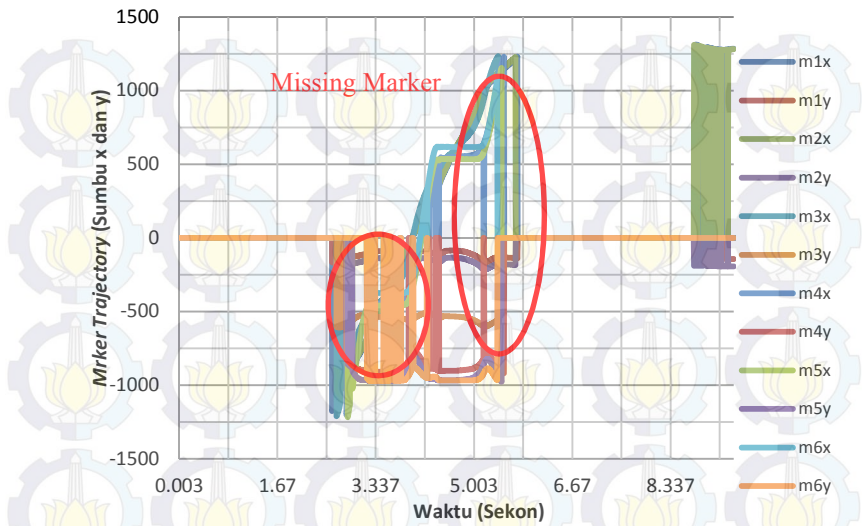
Error RMS dari proses kalibrasi tersebut akan digunakan dalam pengukuran sebagai kompensasi, sehingga besaran hasil pengukuran akan dikurangkan error RMS sebesar 0,5 derajat atau $0,008 \pi$ radian.

4.2 Interpolasi dan Konversi ke Sudut Data dari *Optotrak*

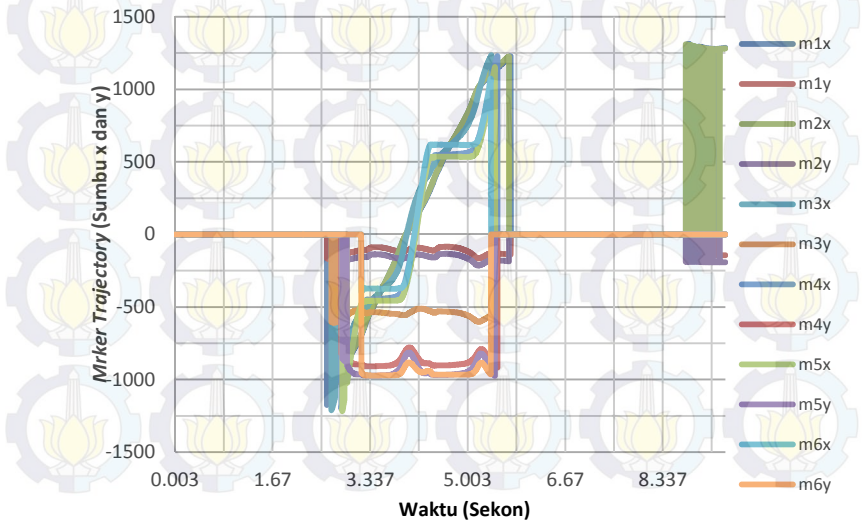
Gambar 4.1 menunjukkan rekaman gerakan berjalan menggunakan optotrak setelah data diinterpolasi. Namun, hasil data dari marker sebelum terinterpolasi dengan error berupa *missing marker* yang ditandai dengan data berupa angka '0' sehingga grafik kembali ke angka 0 pada beberapa titik. Gambar 4.2 merupakan data sebelum interpolasi, dan Gambar 4.3 merupakan data setelah interpolasi. Selanjutnya data marker tersebut diseleksi hanya diolah pada *swing phase* dari gerakan berjalan saja. dengan mengacu pada *force plate vernier* yang mendeteksi adanya *toe-off* dan *heel-contact*. Grafik dari *force plate vernier* tempat kaki kanan berpijak dapat dilihat pada Gambar 4.4.



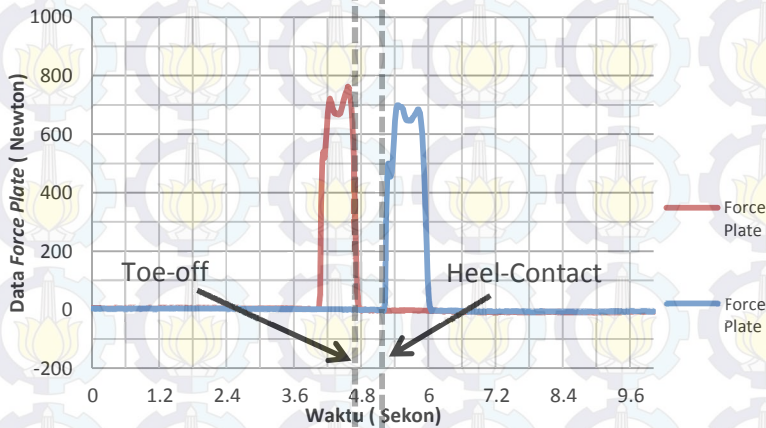
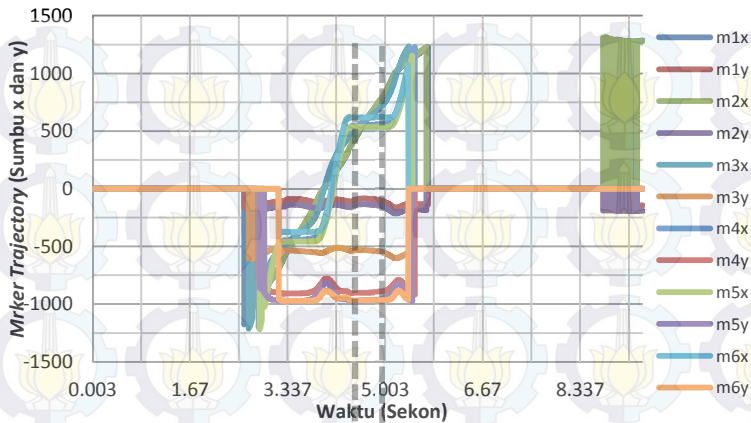
Gambar 4. 1 Rekaman Optotrak dari Subjek dalam *stick figure*



Gambar 4. 2 Data sebelum interpolasi, *missing marker* ditandai lingkaran merah

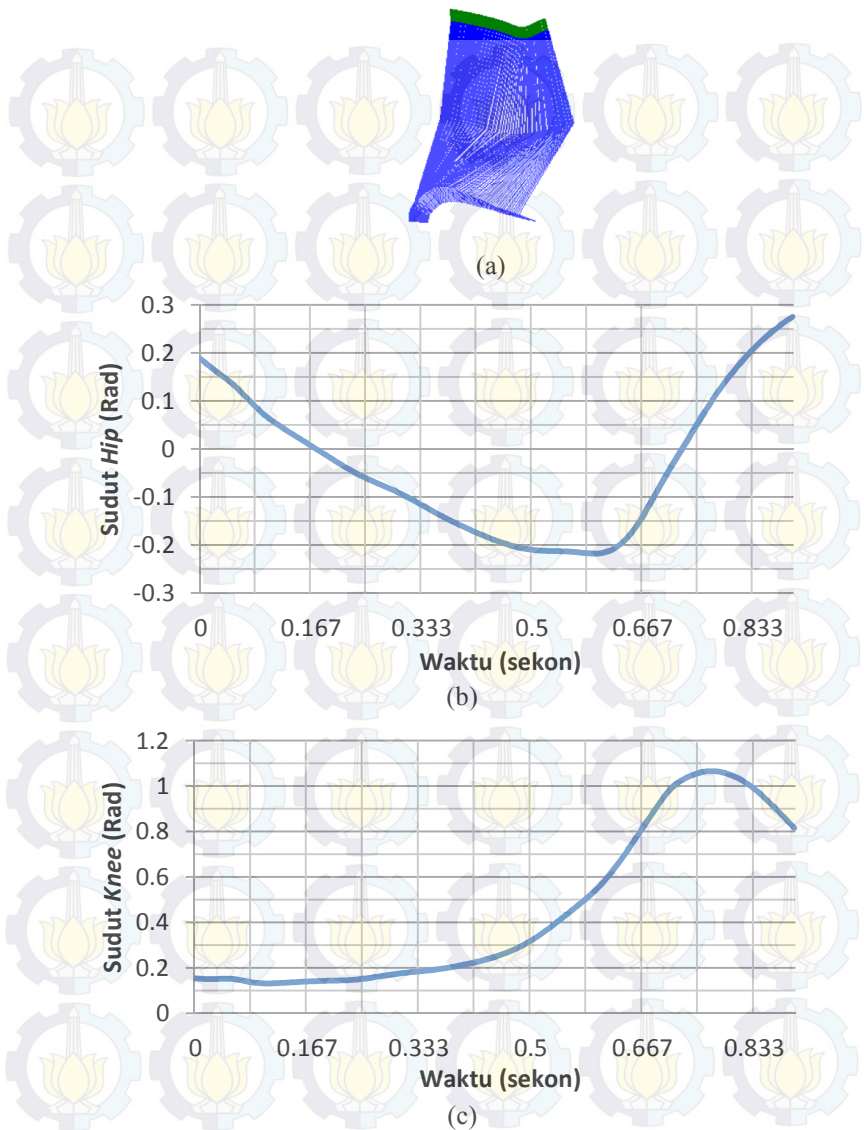


Gambar 4. 3 Data setelah interpolasi

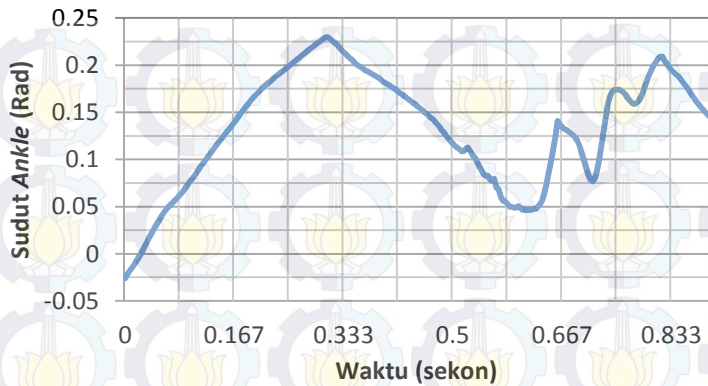


Gambar 4. 4 Pencocokan data *force plate* dan *marker*

Dari data tersebut didapatkan bahwa gaya menjadi nol pada *force plate* pertama pada detik ke 4.8, yang merupakan peristiwa *toe-off* dan terjadi gaya pada *force plate* ketiga pada detik ke 5.2, sehingga data yang diolah dari perekaman menggunakan *Optotrak Certus Motion Capture System* dapat dibatasi hanya dari detik ke 4.8 sampai dengan detik 5.2 saja. Jadi data yang banyak pada Gambar 4.1 hanya dicuplik seperti pada Gambar 4.5 dan 4.6 saja



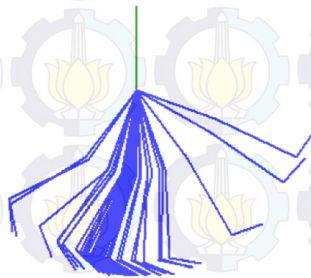
Gambar 4. 5 (a) *Stick Figure* untuk *Swing Phase* gerakan berjalan, (b) sudut *hip* (c) sudut *knee* saat *swing phase* pula



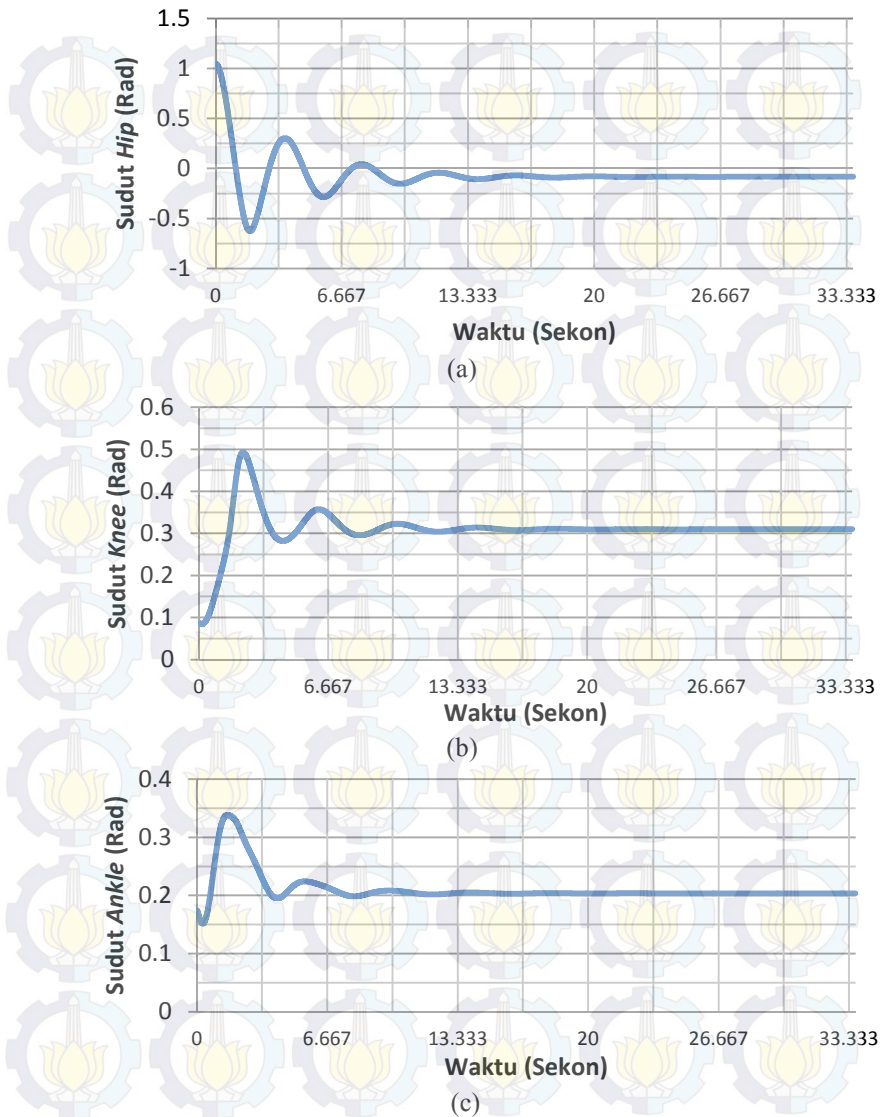
Gambar 4. 6 Sudut *ankle joint* saat swing phase gerakan berjalan

4.3 Pengujian Model Muskuloskeletal

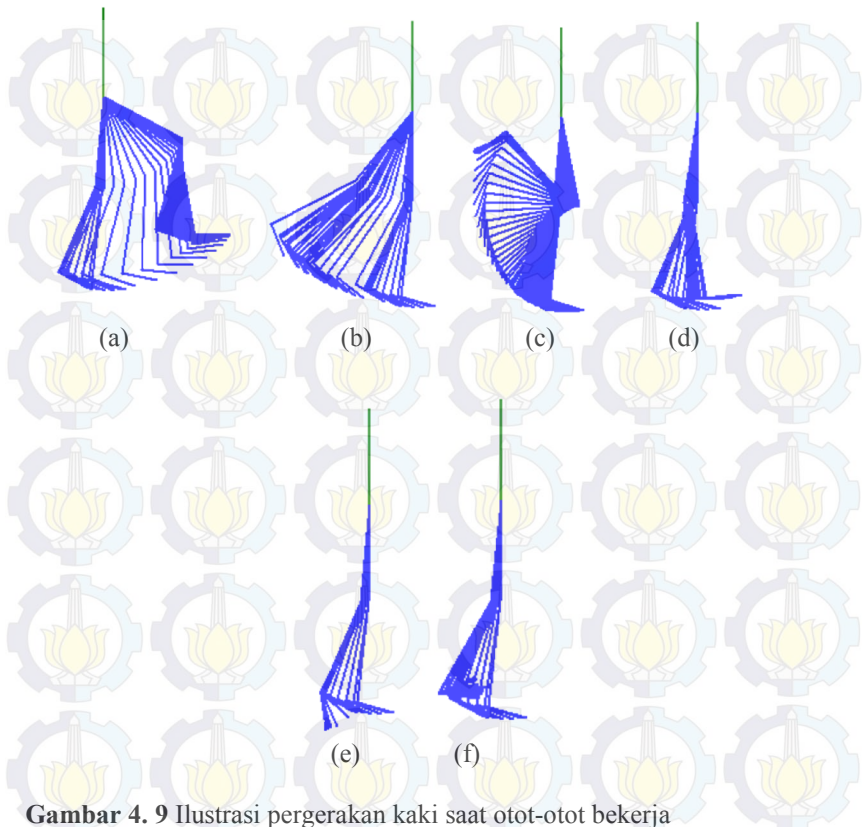
Pengujian pertama-tama dilakukan dengan mengetes sifat pasif dari kaki jika tidak diberi otot apa-apa, kemudian dengan pola aktivasi otot yang tersimulasikan. Hasil dari uji sifat pasif dari model dapat dilihat pada Gambar 4.7, dan untuk simulasi dengan pola otot yang tersimulasikan dihasilkan keluaran model pada Gambar 4.8, dimana terdapat ilustrasi pada saat *knee joint* dalam keadaan awal (a), saat otot fleksor bekerja (b), dan saat otot ekstensor bekerja (c). Dapat dilihat pada Gambar 4.8 bahwa terdapat elemen pasif pada sendi yang dapat menstabilkan posisi kaki pada suatu sudut, jika berangkat dari suatu simpangan awal.



Gambar 4. 7 *Stick figure* untuk uji pasif model muskuloskeletal kaki



Gambar 4. 8 Hasil sudut uji pasif model kaki, pada (a) *Hip Joint*, (b) *Knee Joint*, dan (c) *Ankle Joint*

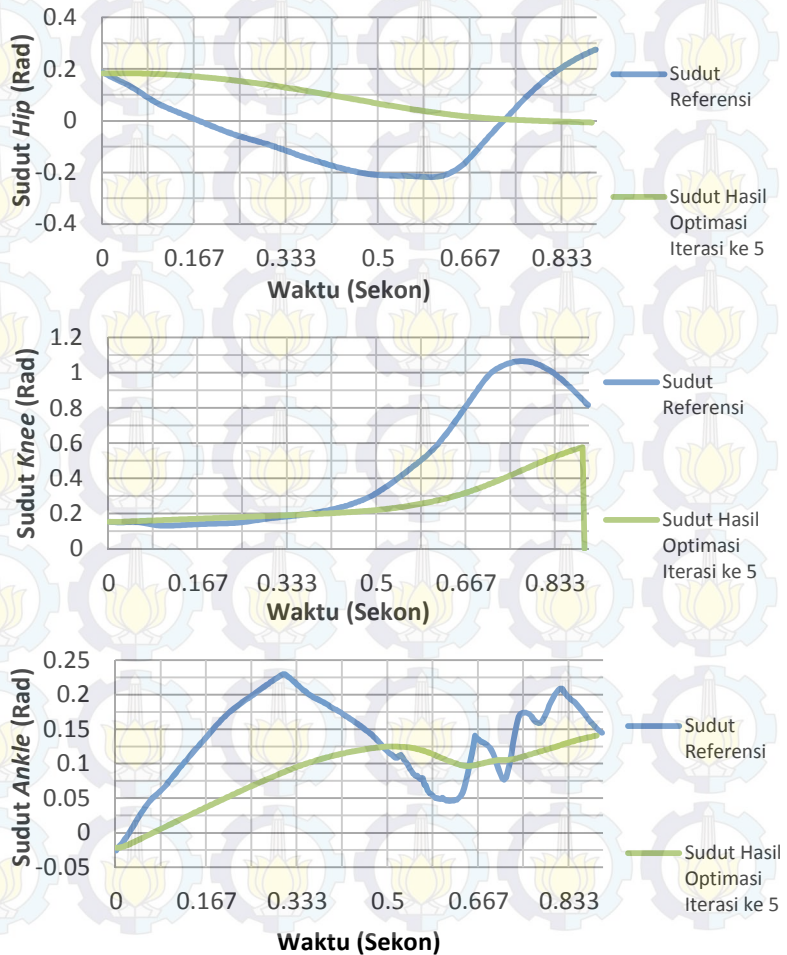


Gambar 4. 9 Ilustrasi pergerakan kaki saat otot-otot bekerja

Pada Gambar 4.9 dapat dilihat pergerakan *stick figure* dari kaki saat masing-masing otot diberikan stimulus pola aktivasi otot , pada Gambar 4.9(a) dan (b) adalah saat otot flektor dan ekstensor dari *Hip Joint*, yaitu *Iliopsoas* dan *Gluteus Maximus* diberikan stimulus pola aktivasi otot, dimana segmen *thigh* terangkat (fleksi) dan terdorong ke belakang (ekstensi). Pada Gambar 4.9(c) dan (d) adalah saat otot *Vastus* dan *Bicep Femoris Short Head* yang diaktifkan sehingga terjadi gerakan fleksi dan ekstensi segmen *shank*. Dan yang terakhir pada Gambar 4.9(d) dan (e) adalah saat otot *Tibialis Anterior* dan *Soleus* diaktifkan, sehingga terjadi gerakan *dorsiflexion* dan *plantarflexion*.

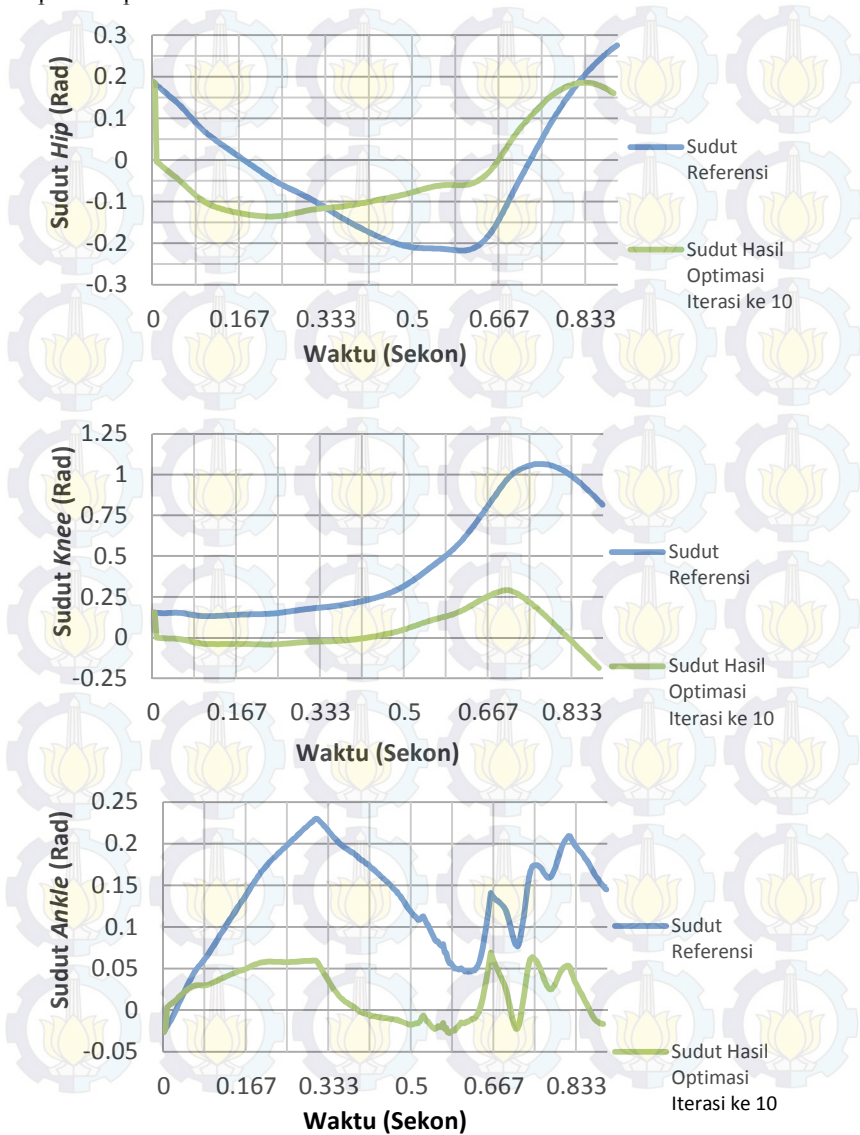
4.4 Pengujian Optimasi Pola Aktivasi Otot Menggunakan Data Optotrak

Proses optimasi ini dilakukan dengan $dt=1/300$, dan iterasi tiap data maksimal 30 kali. Hasil dari proses optimasi pada iterasi ke 5 dapat dilihat pada Gambar 4.10.



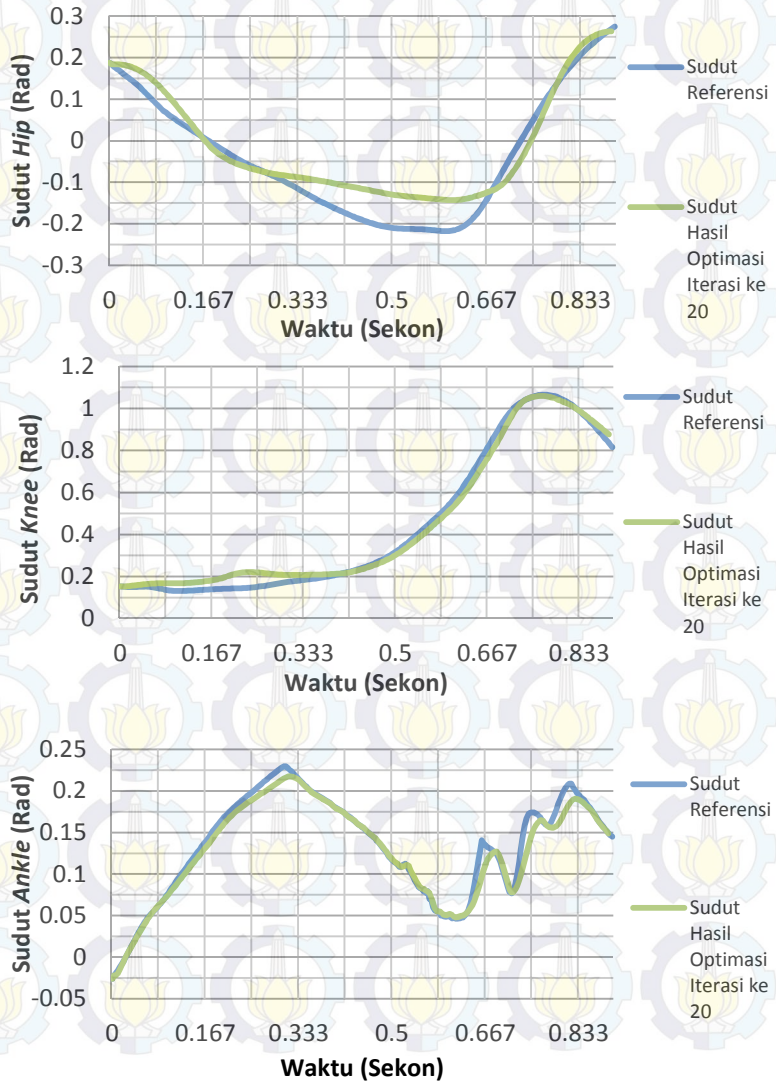
Gambar 4. 10 Sudut masing-masing *joint* pada iterasi ke 5

Setelah dilakukan iterasi hingga 10 kali, maka diperoleh hasil optimasi pada Gambar 4.11



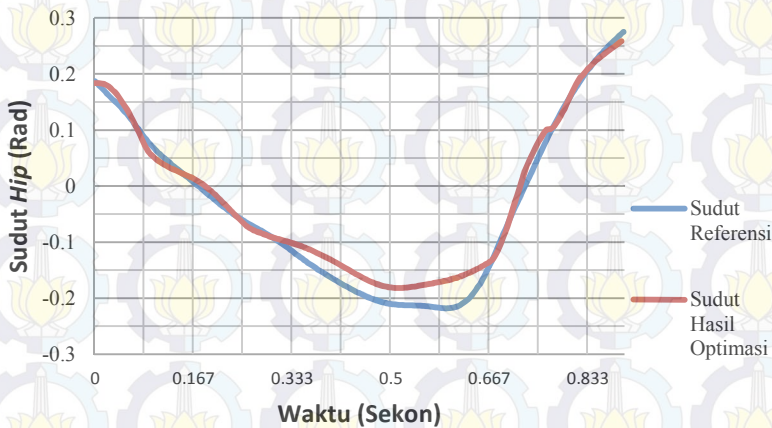
Gambar 4. 11 Sudut pada masing-masing *joint* setelah iterasi ke 10

Saat sudah mencapai iterasi ke 20, keluaran yang dihasilkan proses optimasi mulai menunjukkan error yang semakin kecil, seperti pada Gambar 4.12

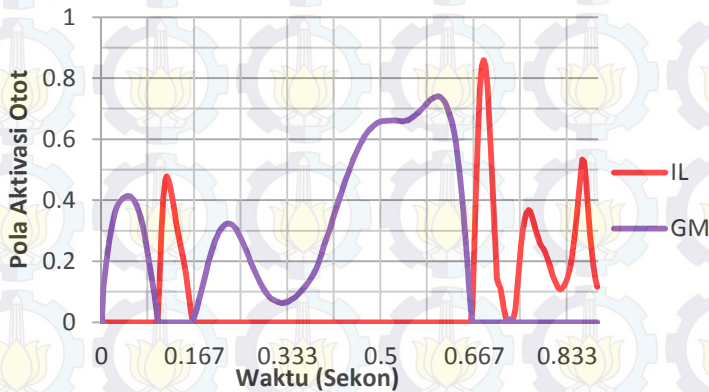


Gambar 4. 12 Sudut masing-masing *joint* pada iterasi ke 20

Untuk iterasi ke 30 diperoleh error RMS pada masing-masing *hip joint*, *knee joint*, dan *ankle joint* sebesar 0,027 , 0,022, dan 0,004 radian, yang jika dikonversikan dalam derajat menjadi masing-masing 1,54 , 1,26 , dan 0,2 derajat. Hasil dari iterasi ke 30 serta pola aktivasi ototnya dapat dilihat pada Gambar 4.13 sampai dengan Gambar 4.15. Untuk error yang didapatkan saat iterasi ke 5,10,20, dan 30 dapat dilihat pada Gambar 4.16.

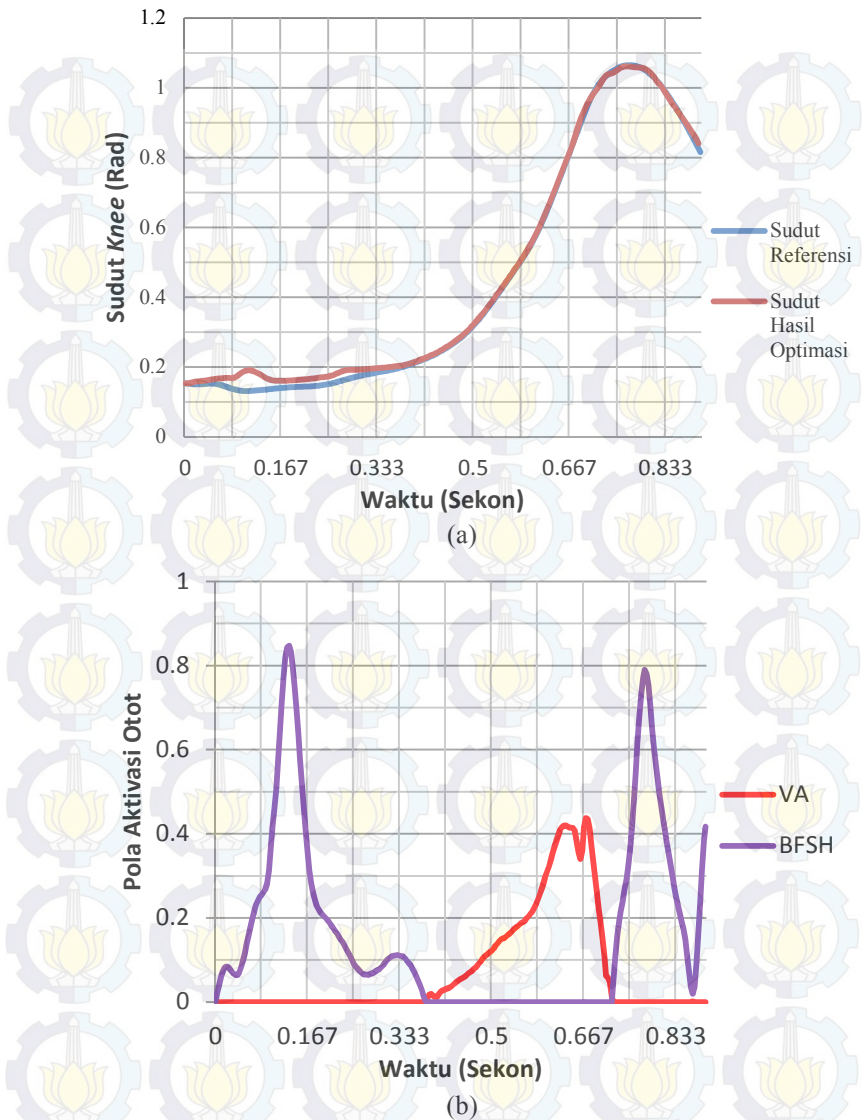


(a)

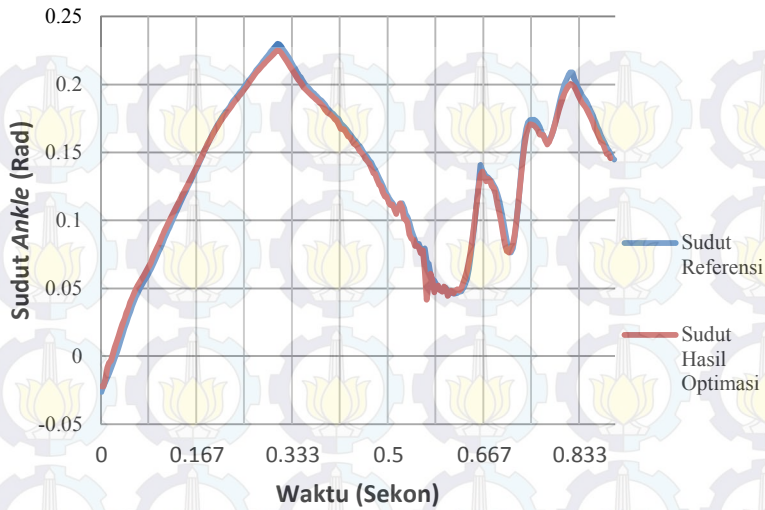


(b)

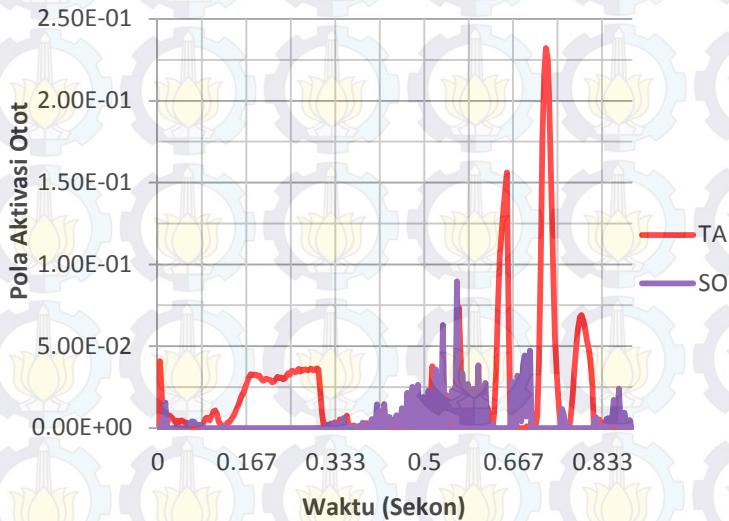
Gambar 4. 13 Sudut *Hip Joint* (a) Hasil referensi dan hasil optimasi serta (b) pola aktivasi otot *Iliopsoas* (IL) dan *Gluteus Maximus* (GL).



Gambar 4. 14 Sudut Hip Joint (a) Hasil referensi dan hasil optimasi serta (b) pola aktivasi otot *Vastus* (VA) dan *Biceps Femoris Short Head* (BFSH)

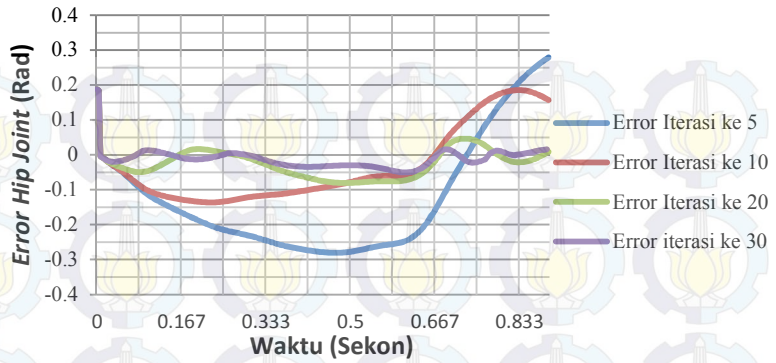


(a)

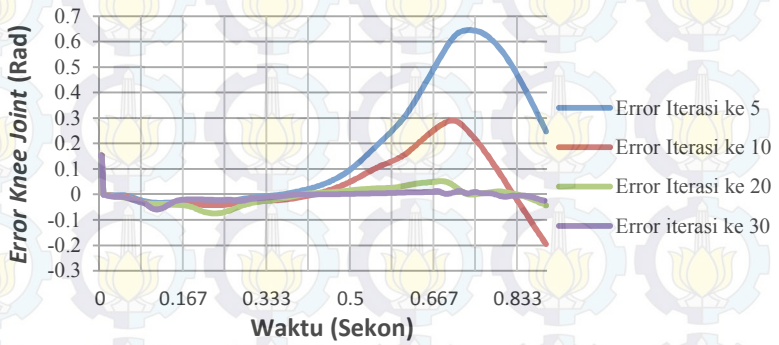


(b)

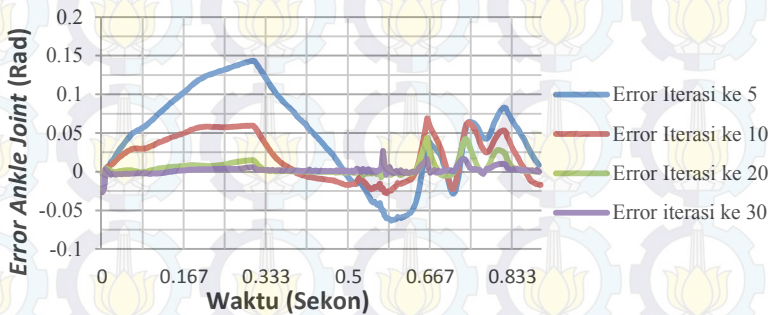
Gambar 4. 15 Sudut Hip Joint (a) Hasil referensi dan hasil optimasi serta (b) pola aktivasi otot *Tibialis Anterior* (TA) dan *Soleus* (SO)



(a)

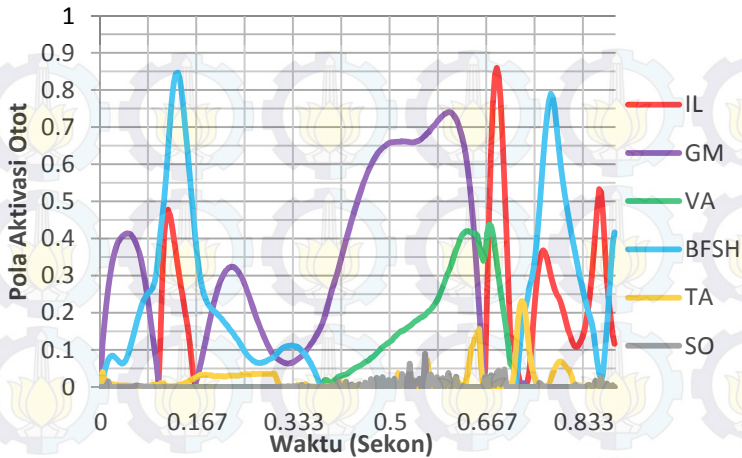


(b)

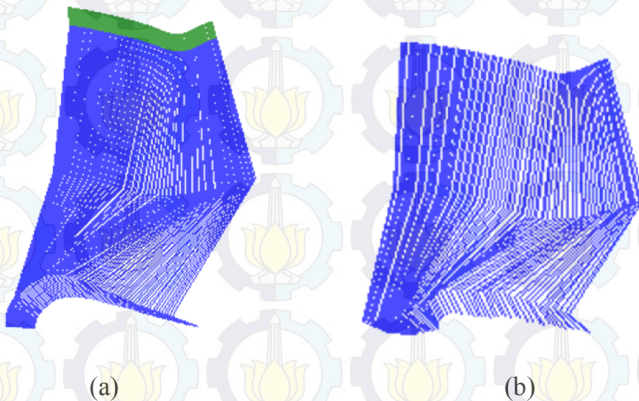


(c)

Gambar 4. 16 Error pada iterasi ke 5,10,20, dan 30 pada (a) *Hip Joint*, (b) *Knee Joint*, dan (c) *Ankle Joint*



Gambar 4. 17 Pola Aktivasi Otot secara keseluruhan dari semua otot

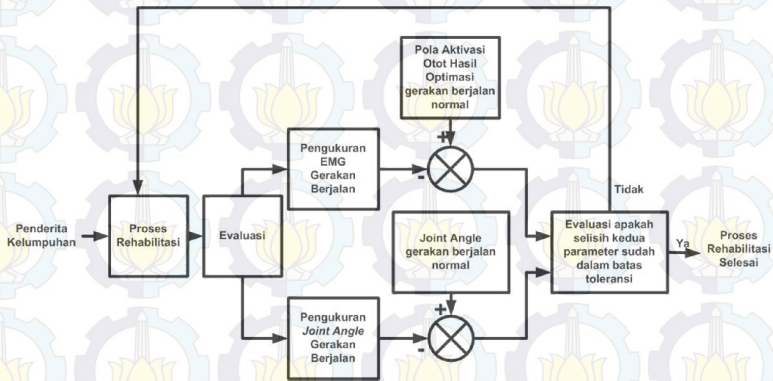


Gambar 4. 18 Perbandingan antara (a) Hasil rekaman optotrak dan (b) hasil optimasi pola aktivasi otot

Konstanta pembelajaran α yang digunakan saat suatu otot aktif adalah 0,5 dan saat otot tersebut tidak berfungsi sebagai aktif, maka konstanta pembelajarannya lebih kecil yaitu 0,2. Pola aktivasi secara keseluruhan dapat dilihat pada Gambar 4.17 Pada Gambar 4.18 terdapat perbandingan *stick figure* hasil perekaman menggunakan optotrak. dan *stick figure* hasil optimasi pola aktivasi otot.

4.5 Rancangan Sistem Evaluasi Gerakan Berjalan Penderita Kelumpuhan

Pola aktivasi otot yang optimal yang telah didapatkan nantinya akan dapat digunakan sebagai parameter apakah seorang penderita kelumpuhan sudah mendapatkan gaya berjalannya kembali atau tidak. Setelah proses rehabilitasi dalam jangka waktu tertentu, akan diadakan evaluasi terhadap gerakan berjalan penderita kelumpuhan, melalui pengukuran *Electromyograph* (EMG) dan pengukuran sudut sendi (*Joint Angle*). Hasil pengukuran tersebut kemudian akan dibandingkan dengan hasil optimasi yang telah didapatkan dari gerakan berjalan manusia normal. Jika perbedaan nilai antara EMG dan *joint angle* hasil pengukuran dan referensi dalam batas toleransi yang ditentukan, maka dapat diambil keputusan bahwa penderita kelumpuhan telah selesai menjalani rehabilitasinya. Demikian pula jika perbedaan nilai antara hasil pengukuran saat evaluasi dan referensi masih terpaut jauh, maka proses rehabilitasi masih harus diteruskan. Ilustrasi sistem ini dapat dilihat pada diagram alur pada Gambar 4.19

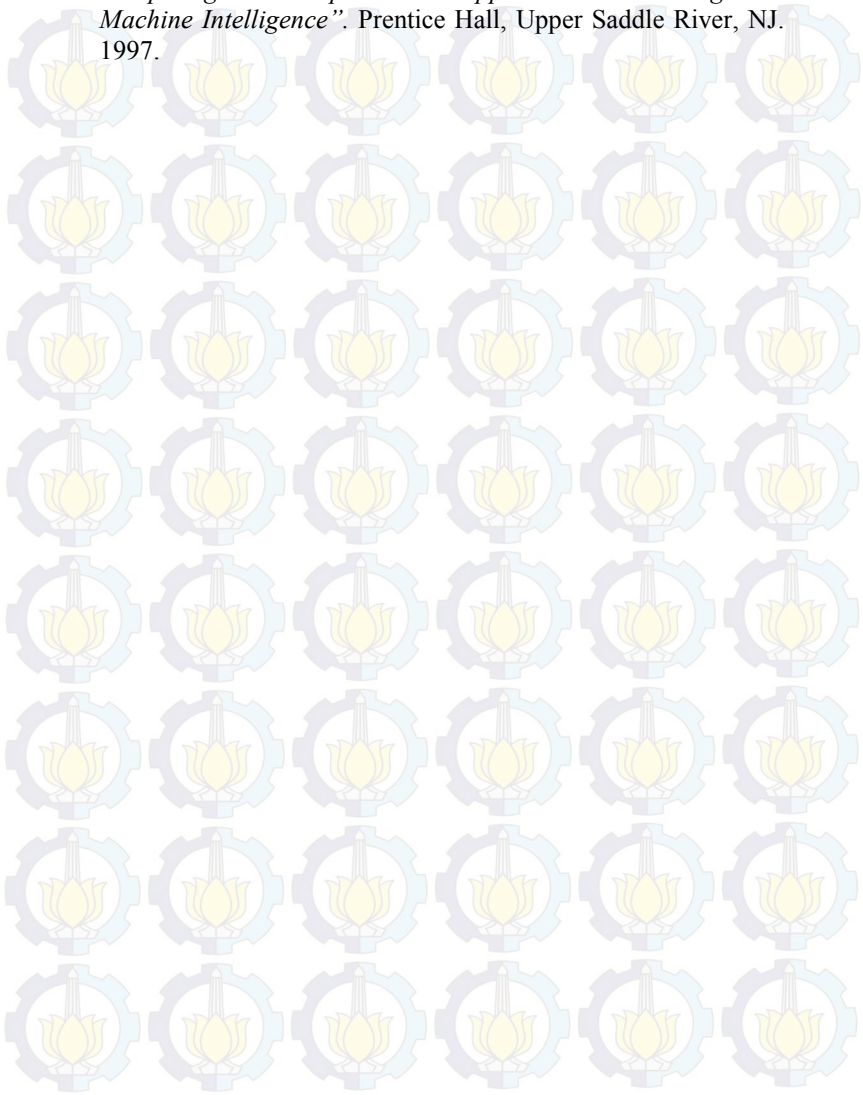


Gambar 4. 19 Diagram alur proses evaluasi gerakan berjalan penderita kelumpuhan

DAFTAR PUSTAKA

- [1]. Nurcipto D., Arifin A., Purwanto D., "Karakterisasi Pola Berjalan dengan *Principal Component Analysis* (PCA)", Prosiding Seminar Kontribusi Fisika 2013, pp.82-88, Desember, 2013
- [2]. Michael W. Whittle "*Gait Analysis : An Introduction*, 4th Edition" Elsevier, 2007.
- [3]. Martini, Nath, "*Fundamentals of Anatomy and Physiology*", Pearson Education, Inc., San Fransisco, Ch. 9-10, 2012.
- [4]. Arifin A., "Diktat Mata Kuliah Biomekanika", 2015.
- [5]. Otten E., "*Inverse and Forward dynamics: Models of Multi-Body System*". Phil. Trans. R. Soc. Lond 358, pp.1493-1500, London, 2003
- [6]. Shewchuk J.R., "*An Introduction to The Conjugate gradient Method Without The Agonizing Pain*",
[URL: http://www.cs.cmu.edu/~jrs/jrspapers.html](http://www.cs.cmu.edu/~jrs/jrspapers.html) , August, 1994.
- [7]. NDI, "Research Grade Motion capture", NDI, 2007.
- [8]. Vernier Perangkat lunak and Technology, "Force plate", Vernier Perangkat lunak and Technology, 2010.
- [9]. Nocedal J., Wright S.J., "*Numerical Optimization*", Springer Verlag, New York, Ch.2-3, 1999.
- [10]. Pandy M.G., Berme N., "*A Numerical Method for Simulating The Dynamics of Human Walking*", J. Biomechanics, v.21 n.12, pp1043-1051, Pergamon Press, Great Britain, 1988.
- [11]. Hoy et. Al, "*A Musculoskeletal Model of The Human Lower Extremity : The Effect of Muscle, Tendon, and Moment Arm on The Moment-Angle Relationship of Musculotendon Actuators at The Hip, Knee, and Ankle*", J. Biomechanics, v.23 n.2, pp157-169, Pergamon Press, Great Britain, 1990.
- [12]. Benedetti et. Al, "*Muscle Activation Patterns During Level Walking and Stair Ambulation*", Applications of EMG in Clinical and Sports Medicine, pp117-130, InTech, Croatia, 2012.
- [13]. Aoi et al, "*Evaluating functional roles of phase resetting in generation of adaptive human bipedal walking with a physiologically-based model of the spinal pattern generator*", Kyoto Universtiy, Kyoto, 2008
- [14]. D.A. Winter, "*Biomechanics and Motor Control of Human Movement, 2nd edition*." John Wiley & Sons, Inc., Toronto, 1990.

- [15]. J.-S.R. Jang, C.-T.Sun,E.Mizutani, “*Neuro-Fuzzy and Soft Computing. A Computational Approach to Learning and Machine Intelligence*”. Prentice Hall, Upper Saddle River, NJ. 1997.



BAB V PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Melalui optimasi pola aktivasi otot dengan metode iteratif seperti di atas, dapat diperoleh pola optimasi yang minimum untuk menggerakkan otot kaki sehingga dapat dilakukan bagian *swing phase* pada gerakan berjalan. Pola ini dapat dikatakan optimal karena tidak mencapai nilai maksimum yaitu 1 untuk mencapai fungsi yang diinginkan. Proses optimasi ini dimulai dari perekaman data gerakan berjalan berupa *trajectory marker*, yang kemudian dikonversi menjadi besaran sudut masing-masing *joint*. Besaran sudut tersebut akan menjadi referensi untuk proses optimasi pola aktivasi otot melalui parameter error antara sudut keluaran dari model yang mengacu pada pola aktivasi yang sedang dioptimasi. Metode optimasi yang digunakan adalah metode *Nonlinear Fletcher Reeves Conjugate Gradient*. Dari beberapa pengukuran dan pengujian diperoleh hasil dengan error rata-rata yang diwakili *Root Mean Square* (RMS) pada masing-masing *hip joint*, *knee joint*, dan *ankle joint* sebesar 0,027, 0,022, dan 0,004 Radian.

5.2 Saran

Berdasarkan pengujian dan percobaan yang dilakukan oleh penulis, maka pengembangan lebih lanjut dari sistem ini ialah penerapan metode optimasi dengan error yang lebih kecil, serta penambahan kompleksitas dari model kaki saat gerakan berjalan, seperti model *ground reaction force* dan model *opposite foot*. Dapat diperbaiki pula parameter pada model otot agar model lebih stabil. Penulis menyarankan aplikasi selanjutnya adalah penggunaan model optimasi ini sebagai kontrol dari stimulus elektrik atau *Functional Electrical Stimulation* (FES), serta sebagai parameter seorang penderita kelumpuhan apakah ia sudah memiliki gaya berjalan yang normal.

LAMPIRAN

Tipe data yang didefinisikan di luar yang disediakan program

type

```
row=array[0..3] of extended;  
matrix=array[0..3] of row;  
marker_data=array[1..3,1..1000] of extended;
```

Prosedur untuk menyimpan data ke dalam file teks

```
procedure rekam_data(rekam1:extended;rekam2:extended;rekam3:extended);  
var  
    konver,semua:String;  
begin  
    reset(hasil_rekam);  
    append(hasil_rekam);  
    semua:="";  
    konver:=floattostr(rekam1);  
    semua:=semua+konver+'h';  
    konver:=floattostr(rekam2);  
    semua:=semua+konver+'k';  
    konver:=floattostr(rekam3);  
    semua:=semua+konver+'a';  
    writeln(hasil_rekam,semua);  
end;
```

Prosedur untuk perkalian matriks dan invers matriks

```
procedure matrixmultiplication (a,b:matrix;n:integer);  
var  
    i,j,k:integer;  
    temp:extended;  
begin  
    for i:= 0 to max do  
        begin  
            for j:= 0 to n do  
                begin  
                    temp:=0;  
                    for k:= 0 to max do  
                        begin  
                            temp:=temp+a[i,k]*b[k,j];  
                        end;  
                    ab[i,j]:=temp;  
                end;  
            end;  
        end;  
end;  
//-----matriks x row-----  
procedure matrixmultiplication1 (a:matrix;b:row;n:integer);  
var  
    i,j:integer;
```

```

temp:=extended;
begin
  for i:= 0 to max do
  begin
    temp:=0;
    for j:= 0 to max do
    begin
      temp:=temp+a[i,j]*b[j];
    end;
    abl[i]:=temp;
  end;
end;
//-----matrix x matrix-----
Procedure MatrixInversion (A:Matrix;N:integer);
  Var I, J, K : integer;
      Factor : extended;
      Temp : Row;
  Begin
    InversionOK:=False;
    For I:=0 to N do
      For J:=0 to N do
        If I=J then
          B [I,J]:=1
        else
          B [I,J]:=0;
      For I:=0 to N do
        Begin
          For J:=I+1 to N do
            If Abs (A [I,I])<Abs (A [J,I]) then
              Begin
                Temp:=A [I];
                A [I]:=A [J];
                A [J]:=Temp;
                Temp:=B [I];
                B [I]:=B [J];
                B [J]:=Temp;
              End;
            If A [I,I]=0 then Exit;
            Factor:=A [I,I];
            For J:=N downto 0 do
              Begin
                B [I,J]:=B [I,J]/Factor;
                A [I,J]:=A [I,J]/Factor;
              End;
            For J:=I+1 to N do
              Begin
                Factor:=-A [J,I];
                For K:=0 to N do
                  Begin
                    A [J,K]:=A [J,K]+A [I,K]*Factor;

```



```

        B [J,K]:=B [J,K]+B [I,K]*Factor
    End
End
End;
For I:=N downto 1 do
Begin
    For J:=I-1 downto 0 do
    Begin
        Factor:=-A [J,I];
        For K:=0 to N do
        Begin
            A [J,K]:=A [J,K]+A [I,K]*Factor;
            B [J,K]:=B [J,K]+B [I,K]*Factor
        End
        End
    End;
    { A:=B; }
    InversionOK:=True
End;

```

Prosedur untuk mengGambarkan simulasi model

```

//-----Fungsi-fungsi Gambar-----
procedure
Tform1. Gambar(sudut0:extended;sudut1:extended;sudut2:extended;sudut3:Extended;wa
rna:Tcolor;simultan:boolean);
begin
    //-----hapus layar-----//
    //if simultan=false then form1.image1.Canvas.FloodFill(1,1,clblack,fsborder);
    form1.image1.Canvas.Pen.Width:=2;
    form1.image1.Canvas.MoveTo(ori_x,ori_y);
    form1.image1.Canvas.Pen.Color:=clgreen;

    form1.image1.Canvas.LineTo(round(ori_x+l1g*sin(sudut0)),round(ori_y+l1g*cos(sudut
    0)));
    form1.image1.Canvas.MoveTo(ori_x,ori_y);
    form1.image1.Canvas.Pen.Color:=warna;
    //-----thigh-----//
    form1.image1.Canvas.LineTo(round(ori_x+l1g*sin(sudut1)),round(ori_y+l1g*cos(sudut
    1)));
    //-----shank-----//
    form1.image1.Canvas.LineTo(round(ori_x+l1g*sin(sudut1)+l2g*sin(sudut2)),round(ori
    _y+l1g*cos(sudut1)+l2g*cos(sudut2)));
    //-----foot-----//
    form1.image1.Canvas.LineTo(round(ori_x+l1g*sin(sudut1)+l2g*sin(sudut2)+l3g*sin(su
    dut3)),round(ori_y+l1g*cos(sudut1)+l2g*cos(sudut2)+l3g*cos(sudut3)));
end;

```

Prosedur untuk menganimasikan data optotrak

```

procedure
Tform1. Gambar _ mark(malx:integer;mal y:integer;ma2x:integer;ma2y:integer;ma3x:inte

```

```
ger,ma3y:integer;ma4x:integer;ma4y:integer;ma5x:integer;ma5y:integer;ma6x:integer;
ma6y:integer;warna:Tcolor;
begin
```

```
//-----hapus layar-----//
//form1.image2.Canvas.FloodFill(1,1,clblack,fsborder);
form1.image2.Canvas.Pen.Width:=1;
form1.image2.Canvas.MoveTo(orix+ma1x,oriy-ma1y);
form1.image2.Canvas.Pen.Color:=clgreen;
form1.image2.Canvas.LineTo(orix+ma2x,oriy-ma2y);
form1.image2.Canvas.MoveTo(orix+ma2x,oriy-ma2y);
form1.image2.Canvas.Pen.Color:=warna;
form1.image2.Canvas.LineTo(orix+ma3x,oriy-ma3y);
form1.image2.Canvas.MoveTo(orix+ma3x,oriy-ma3y);
form1.image2.Canvas.LineTo(orix+ma4x,oriy-ma4y);
form1.image2.Canvas.MoveTo(orix+ma4x,oriy-ma4y);
form1.image2.Canvas.LineTo(orix+ma5x,oriy-ma5y);
form1.image2.Canvas.MoveTo(orix+ma5x,oriy-ma5y);
form1.image2.Canvas.LineTo(orix+ma6x,oriy-ma6y);
end;
```

Model Matematika

```
function TForm1.model_mat(t:extended;sdt:row;sdt2:row):row;
var
  i,j : integer;
  term1,term2,term3:row;
begin
  m[0,0]:=m0*sqr(a0)+I0;
  m[1,1]:=m1*sqr(a1)+m2*sqr(I1)+2*m2*11*a2*cos(sdt[2])+m3*(sqr(I1)+sqr(I2)+sqr(a3))+
    2*m3*11*I2*cos(sdt[2])+2*m3*11*a3*cos(sdt[2]+sdt[3]-3.14/2)+
    2*m3*12*a3*cos(sdt[3]-3.14/2)+I1+I2+I3;
  m[1,2]:=-m2*sqr(a2)-m2*11*a2*cos(sdt[2])-m3*(sqr(I2)+sqr(a3))-
    m3*11*I2*cos(sdt[2])
    -m3*11*a3*cos(sdt[2]+sdt[3]-3.14/2)-2*m3*12*a3*cos(sdt[3]-3.14/2)-I2-I3;
  m[1,3]:=-m3*sqr(a3)-m3*11*a3*cos(sdt[2]+sdt[3]-3.14/2)-m3*12*a3*cos(sdt[3]-
    3.14/2)-I3;
  m[2,1]:=-m2*sqr(a2)-m2*11*a2*cos(sdt[2])-m3*sqr(I2)-m3*sqr(a3)-
    m3*11*I2*cos(sdt[2])
    -m3*11*a3*cos(sdt[2]+sdt[3]-3.14/2)-2*m3*12*a3*cos(sdt[3]-3.14/2)-I2-I3;
  m[2,2]:=m2*sqr(a2)+m3*sqr(I2)+m3*sqr(a3)+2*m3*12*a3*cos(sdt[3]-3.14/2)+I2+I3;
  m[2,3]:=m3*sqr(a3)+m3*12*a3*cos(sdt[3]-3.14/2)+I3;
  m[3,1]:=-m3*sqr(a3)-m3*11*a3*cos(sdt[2]+sdt[3]-3.14/2)-m3*12*a3*cos(sdt[3]-
    3.14/2)-I3;
  m[3,2]:=m3*sqr(a3)+m3*12*a3*cos(sdt[3]-3.14/2)+I3;
  m[3,3]:=m3*sqr(a3)+I3;
  c[1,1]:=0;
  c[1,2]:=-2*m2*11*a2*sdt2[1]*sin(sdt[2])+m2*11*a2*sdt2[2]*sin(sdt[2])
    -2*m3*11*I2*sdt2[1]*sin(sdt[2])+m3*11*I2*sdt2[2]*sin(sdt[2])
    +m3*11*a3*(-2*sdt2[1]+sdt2[2]+2*sdt2[3])*sin(sdt[2]+sdt[3]-3.14/2) ;
  c[1,3]:=m3*11*a3*(-2*sdt2[1]+sdt2[3])*sin(sdt[2]+sdt[3]-3.14/2)+
    +m3*12*a3*sdt2[1]*sin(sdt[3]-3.14/2)
```

OPTIMIZATION OF MUSCLE ACTIVATION PATTERN ON THE SWING PHASE OF WALKING MOVEMENT USING MATHEMATICAL MODEL AND INVERSE DYNAMICS APPROACH FOR WALKING EVALUATION SYSTEM OF PARALYSIS PATIENTS

Name : Irwin Santoso Soegiharto

Advisor : Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

ABSTRACT

Stroke and spinal cord injury patients often suffer from motor function degeneration, e.g. walking. The disability stimulates very high needs of effective rehabilitation in order to recover the functional movements of the patients.

In this study, an optimization of muscle activation patterns on walking movement was conducted. First, a forward dynamics approach was applied to acquire the output of the dynamic mathematical model of walking. The result, consisting of hip, knee, and ankle joint angles was then compared to a reference data, recorded using optical motion capture technique. Then, a Nonlinear Fletcher Reeves Conjugate Gradient Method Optimization had been done to minimize the error and the optimum muscle activation pattern had been obtained with error represented by Root Mean Square Error of the hip joint, knee joint, and ankle joint of 0,027, 0,022 and 0,004 radian.

The optimization result was predicted muscle activation pattern of the muscles that controls the movement of the leg during walking movement. The predicted muscle activation pattern would be utilized as a parameter during rehabilitation processes, such as functional electrical stimulations (FES), as an input stimulus or as an indication whether one's walking movement is normal or not. In the next study, the model would be improved by making it more complex, e.g. by adding ground reaction force model and adding the opposite foot model. Moreover, the muscle model parameters would also be tuned to make the model more stable.

Keywords : Mathematical Model, Walking Movement, Inverse dynamics, Muscle Activation Pattern

KATA PENGANTAR

Puji syukur haturkan kepada Tuhan Y.M.E atas seluruh limpahan rahmat dan karunianya selama ini sehingga penulis mampu menyelesaikan tugas akhir ini.

Penulis juga ingin mengucapkan terimakasih kepada pihak-pihak di bawah ini, yang telah membantu baik secara langsung maupun tidak langsung dalam penulisan tugas akhir ini :

- Bapak, Ibu, serta seluruh keluarga yang memberikan dukungan baik moril maupun materiil.
- Bapak Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng. selaku dosen pembimbing, yang tanpa bimbingan beliau, mungkin tugas akhir ini tidak akan terselesaikan dengan baik.
- Tasripin, IR. MT. selaku Koordinator Bidang Studi Elektronika dan dosen wali yang memberikan begitu banyak motivasi dan inspirasi.
- Dr. Tri Arief Sardjono, ST, MT selaku Ketua Jurusan Teknik Elektro ITS Surabaya.
- Seluruh dosen bidang studi elektronika dan seluruh dosen Teknik Elektro ITS.
- Teman-teman seperjuangan asisten laboratorium elektronika.

Penulis berharap dengan adanya tugas akhir dengan tema *Biomedical Engineering* ini, semakin banyak rekan-rekan mahasiswa yang tertarik untuk mengembangkan teknologi biomedika di Indonesia ini, terutama di bagian *Computational Biomechanics* untuk semakin memajukan bangsa kita. Penulis sepenuhnya menyadari bahwa tugas akhir ini masih jauh dari sempurna, dan mohon maaf yang sebesar-besarnya apabila masih terdapat kesalahan dalam penulisan tugas akhir ini. Penulis berharap bahwa tugas akhir ini dapat memberikan manfaat bagi rekan-rekan yang akan melanjutkan riset di bidang teknologi biomedika.

Surabaya, Juli 2015

Penulis

DAFTAR ISI

	Halaman
HALAMAN JUDUL	
HALAMAN PENGESAHAN	
ABSTRAK.....	i
ABSTRACT.....	iii
KATA PENGANTAR.....	v
DAFTAR ISI.....	vii
DAFTAR GAMBAR.....	ix
DAFTAR TABEL.....	xiii
BAB I.....	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Perumusan Masalah.....	1
1.3 Tujuan Penelitian.....	2
1.4 Batasan Masalah.....	2
1.5 Metodologi Penelitian.....	2
1.6 Sistematika Penulisan.....	3
1.7 Relevansi.....	3
BAB II.....	5
2.1 Gerakan Berjalan Manusia.....	5
2.2 Anatomi dan Gerakan Kaki Manusia.....	6
2.3 Model Matematika Kaki Manusia.....	9
2.4 Pola Aktivasi Otot Manusia.....	15
2.5 Inverse dynamics.....	18
2.6 Metode Optimasi <i>Conjugate Gradient</i>	18
2.7 NDI (North Digital Inc) <i>Optotrak Certus 3020 Motion capture System</i>	21
2.8 Vernier <i>Force plate</i> Sensor.....	23
BAB III.....	25
3.1 <i>Diagram</i> Blok Sistem.....	25
3.2 Konfigurasi Perangkat Keras (<i>Hardware</i>).....	26

3.3 Perancangan Perangkat Lunak	28
3.3.1 Interpolasi dan Konversi <i>Trajectory</i> ke Sudut	29
3.3.2 Model Muskuloskeletal	30
3.3.3 Optimasi Pola Aktivasi Otot	33
BAB IV	37
4.1 Kalibrasi Sudut dari <i>Optotrak</i>	37
4.2 Interpolasi dan Konversi ke Sudut Data dari <i>Optotrak</i>	38
4.3 Pengujian Model Muskuloskeletal	42
4.4 Pengujian Optimasi Pola Aktivasi Otot Menggunakan Data Optotrak	45
4.5 Rancangan Sistem Evaluasi Gerakan Berjalan Penderita Kelumpuhan	53
BAB V	55
5.1 Kesimpulan	55
5.2 Saran	55
DAFTAR PUSTAKA	57
LAMPIRAN	59
BIODATA PENULIS	767

DAFTAR TABEL

	Halaman
Tabel 3. 1 variabel pada model matematika segmen kaki[10]	32
Tabel 3. 2 variabel pada torsi pasif <i>joint</i> [4].....	32
Tabel 3. 3 variabel pada model otot[11].....	32
Tabel 3. 4 Parameter Massa dan Inersia Model[14].....	33
Tabel 4. 1 Pengukuran Error RMS dari pembacaan sudut <i>marker</i> <i>Optotrak Motion capture System</i>	37

DAFTAR GAMBAR

	Halaman
Gambar 2. 1 Posisi kaki selama satu siklus[2]	5
Gambar 2. 2 Otot-otot yang menggerakkan <i>hip joint</i> , searah jarum jam dari kiri atas, tampak belakang (<i>posterior</i>), tampak samping (<i>lateral</i>), tampak belakang lebih mendetail, tampak depan (<i>anterior</i>)[3]	6
Gambar 2. 3 Otot-otot yang mempengaruhi <i>knee joint</i> , dari kiri : tampak belakang dan tampak depan[3]	7
Gambar 2. 4 Otot-otot yang mempengaruhi <i>ankle joint</i> , dari kiri : dilihat dari sisi lateral dan dilihat dari sisi medial[3].....	7
Gambar 2. 5 Bidang-bidang anatomi dari tubuh manusia[2].....	8
Gambar 2. 6 Arah pergerakan dari <i>hip joint</i> dan <i>knee joint</i> [2]	9
Gambar 2. 7 <i>Free-body diagram</i> kaki manusia	9
Gambar 2. 8 (a) Hubungan antara sumsum tulang belakang dengan <i>Motor unit</i> pada otot (b) Jumlahan dari <i>Motor unit</i> mengakibatkan tegangan pada otot[3]	15
Gambar 2. 9 Model Hill dari Otot Manusia[4]	16
Gambar 2. 10 Grafik <i>force length relationship</i> dan <i>force velocity relationship</i> [4].....	17
Gambar 2. 11 Pola aktivasi otot saat gerakan berjalan pada otot LES,RES,dan GM[12].....	17
Gambar 2. 12 Ilustrasi <i>Forward dynamics</i> dan <i>Inverse dynamics</i> [5] ..	18
Gambar 2. 13 Grafik parabola dari turunan fungsi kuadrat[6]	19
Gambar 2. 14 Arah Perbaikan Ortogonal[15].....	20
Gambar 2. 15 Perbaikan suatu fungsi kuadrat $E(x,y) = x^2+xy+y^2-x+y$ [15]	21
Gambar 2. 16 <i>Optotrak Certus 2030 Position sensor</i> dan <i>Marker</i> [7] .	21
Gambar 2. 17 Volume operasi pengukuran <i>Optotrak Certus 3020</i> [7].	23
Gambar 2. 18 <i>Force plate</i> dari Vernier[8].....	23

Gambar 3. 1	<i>Diagram blok sistem optimasi pola aktivasi otot pada gerakan berjalan menggunakan model matematika dengan pendekatan inverse dynamics</i>	25
Gambar 3. 2	<i>Diagram blok konfigurasi Hardware sistem</i>	26
Gambar 3. 3	<i>Metode kalibrasi sudut dan panjang Optotrak Motion capture System</i>	27
Gambar 3. 4	<i>Peletakan Marker pada Subjek</i>	27
Gambar 3. 5	<i>Peletakan Kamera terhadap subjek. ‘O’ adalah Optotrak Certus 3020 dan ‘FP’ adalah Force Plate.</i>	28
Gambar 3. 6	<i>Blok diagram keseluruhan dari perangkat lunak pengolah</i>	28
Gambar 3. 7	<i>Ilustrasi Interpolasi</i>	29
Gambar 3. 8	<i>(a) Free-body Diagram dari penempatan marker, (b) penghitungan sudut hip, (c) penghitungan sudut knee, dan (d) penghitungan sudut ankle</i>	29
Gambar 3. 9	<i>Blok Diagram Model otot</i>	30
Gambar 3. 10	<i>Model otot pada kaki[13]</i>	31
Gambar 3. 11	<i>Flowchart Proses Optimasi Bagian 1</i>	35
Gambar 3. 12	<i>Flowchart untuk proses optimasi bagian 2</i>	36
Gambar 4. 1	<i>Rekaman Optotrak dari Subjek dalam stick figure</i>	38
Gambar 4. 2	<i>Data sebelum interpolasi, missing marker ditandai lingkaran merah</i>	39
Gambar 4. 3	<i>Data setelah interpolasi</i>	39
Gambar 4. 4	<i>Pencocokan data force plate dan marker</i>	40
Gambar 4. 5	<i>(a) Stick Figure untuk Swing Phase gerakan berjalan, (b) sudut hip (c) sudut knee saat swing phase pula</i>	41
Gambar 4. 6	<i>Sudut ankle joint saat swing phase gerakan berjalan</i>	42
Gambar 4. 7	<i>Stick figure untuk uji pasif model muskuloskeletal kaki</i>	42
Gambar 4. 8	<i>Hasil sudut uji pasif model kaki, (a) sudut hip joint, (b) sudut knee joint, (c) sudut ankle joint</i>	43
Gambar 4. 9	<i>Ilustrasi pergerakan kaki saat otot-otot bekerja</i>	44
Gambar 4. 10	<i>Sudut masing-masing Joint pada iterasi ke 5</i>	45
Gambar 4. 11	<i>Sudut pada masing-masing joint setelah iterasi ke 10</i>	46
Gambar 4. 12	<i>Sudut masing-masing Joint pada iterasi ke 20</i>	47

BIODATA PENULIS



Penulis bernama lengkap Irwin Santoso Soegiharto, lahir pada 3 Agustus 1993 di Surabaya. Penulis menempuh pendidikan sekolah dasar di SDK St. Clara Surabaya dan meneruskan ke jenjang sekolah menengah pertama di SMPK St. Clara Surabaya dan melanjutkan ke sekolah menengah atas SMAK St. Louis 1 Surabaya. Kemudian penulis meneruskan ke jenjang pendidikan yang lebih tinggi ke Jurusan Teknik

Elektro Institut Teknologi Sepuluh Nopember, dan aktif sebagai asisten laboratorium Teknik Biomedik dan Elektronika Dasar, Divisi Riset dan Teknologi Departemen Workshop Elektro ITS, serta sebagai Ketua Electrical Engineering Event 2014.

Email : irwin.santoso@gmail.com

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Cedera tulang belakang dan Stroke merupakan penyakit yang sering kali menyebabkan kelumpuhan, baik kelumpuhan total (*quadriplegic*) atau kelumpuhan sebagian (*paraplegic*). Dalam proses rehabilitasi penderita kelumpuhan, sering kali susah didapatkan parameter apakah seorang pasien sudah benar-benar pulih dan mendapatkan fungsi motoris seperti sedia kala. Jadi sulit ditetapkan apakah pasien sudah benar-benar bisa menyelesaikan proses rehabilitasinya atau tidak. Terdapat juga kemungkinan bahwa terjadi proses rehabilitasi yang salah, sehingga memperburuk kondisi pasien.

Salah satu faktor yang dapat membantu proses rehabilitasi adalah pelatihan bagian tubuh atau otot yang tepat, karena jika tidak tepat, maka rehabilitasi akan berjalan semakin lama. Metode untuk menentukan bagian tubuh yang lemah dan perlu dilatih kembali dapat dilakukan dengan memodelkan secara matematis bagian tubuh tersebut, dan dilakukan proses *Inverse dynamics* sehingga dapat ditemukan pola aktivasi otot yang tepat dari sebuah bagian tubuh saat berjalan. Salah satu proses rehabilitasi yang dilakukan adalah dengan memberikan stimulus listrik pada otot, atau yang disebut juga *Functional Electrical Stimulation* (FES). Pola otot yang telah dioptimasi ini dapat membantu memberikan parameter tambahan terhadap pengaplikasian FES, atau sebagai parameter apakah gerakan berjalan seorang penderita kelumpuhan sudah kembali normal atau tidak.

Oleh karena itu, dilakukan penelitian tugas akhir ini dengan harapan agar proses rehabilitasi penderita kelumpuhan dapat berjalan lebih efektif dan pasien dapat pulih dengan baik.

1.2 Perumusan Masalah

Permasalahan yang dibahas dalam tugas akhir ini adalah :

1. Bagaimana memodelkan secara matematis kaki manusia saat *swing phase* gerakan berjalan
2. Bagaimana mengoptimasi pola aktivasi otot dengan menggunakan pendekatan *inverse dynamics*

1.3 Tujuan Penelitian

Penelitian pada tugas akhir ini bertujuan sebagai berikut :

1. Memodelkan secara matematika kaki manusia saat *swing phase* gerakan berjalan
2. Memperoleh pola aktivasi otot pada *swing phase* gerakan berjalan yang optimal

1.4 Batasan Masalah

1. Bagian dari gerakan berjalan yang diamati hanya bagian *swing phase* saja
2. Kamera yang digunakan adalah *Optotrak Certus 3020 Motion Capture System* dengan frekuensi sampling 300 Hz
3. Jumlah *marker* yang digunakan sebanyak 6 *marker* pada kaki kanan saja
4. Hanya 6 otot *uniarticular* pada kaki yang akan dioptimasi , yaitu otot fleksor dan ekstensor *uniarticular* pada *hip, knee*, dan *ankle joint*
5. Tugas akhir ini akan menghasilkan pola aktivasi otot yang optimal dan rancangan sistem evaluasi saja.

1.5 Metodologi Penelitian

Dalam penyelesaian Tugas Akhir ini digunakan metodologi sebagai berikut :

1. Studi Literatur

Pada tahap ini dilakukan pengumpulan dasar teori yang menunjang dalam penulisan Tugas Akhir. Dasar teori ini dapat diambil dari buku-buku, jurnal, *proceeding*, dan artikel-artikel di internet. Meliputi :

- Pemodelan matematika kaki manusia
- Pendekatan optimasi *Inverse dynamics* pada pola aktivasi otot manusia

2. Perancangan Simulasi Model Matematika

Pada tahap ini dirancang dan disimulasikan suatu model matematika dari kaki manusia untuk gerakan berjalan. Hasil dari model ini divisualisasikan dengan menggunakan perangkat lunak Delphi 7.

3. Perancangan Sistem Optimasi

Pada tahap ini dibuat program untuk melakukan optimasi menggunakan metode iteratif dengan pendekatan *inverse*

dynamics terhadap pola aktivasi otot yang didapatkan dari perekaman gerak berjalan.

4. Pengujian Sistem

Pada pengujian sistem dilakukan optimasi terhadap pola aktivasi otot terhadap gerakan berjalan beberapa subyek yang direkam.

5. Penulisan Laporan Akhir

Tahap penulisan laporan Tugas Akhir dilakukan setelah mendapatkan data – data yang dibutuhkan.

1.6 Sistematika Penulisan

Laporan tugas akhir ini terdiri dari lima bab dengan sistematika penulisan sebagai berikut:

➤ Bab 1 : Pendahuluan

Bab ini meliputi latar belakang, perumusan masalah, tujuan, sistematika penulisan, metodologi, dan relevansi.

➤ Bab 2 : Dasar Teori

Bab ini menjelaskan tentang berbagai macam teori-teori penunjang dalam pengerjaan tugas akhir ini, diantaranya : pola gerakan berjalan manusia, metode pemodelan matematika yang digunakan, metode optimasi yang digunakan, dan divais perekaman gerakan yang digunakan

➤ Bab 3: Perancangan Sistem

Pada bab ini menjelaskan tentang langkah-langkah dalam merencanakan dan membangun sistem secara agar didapatkan pola aktivasi otot yang optimal.

➤ Bab 4 : Pengujian dan Analisis

Bab ini menjelaskan data yang didapat dari pengujian keseluruhan sistem beserta analisisnya.

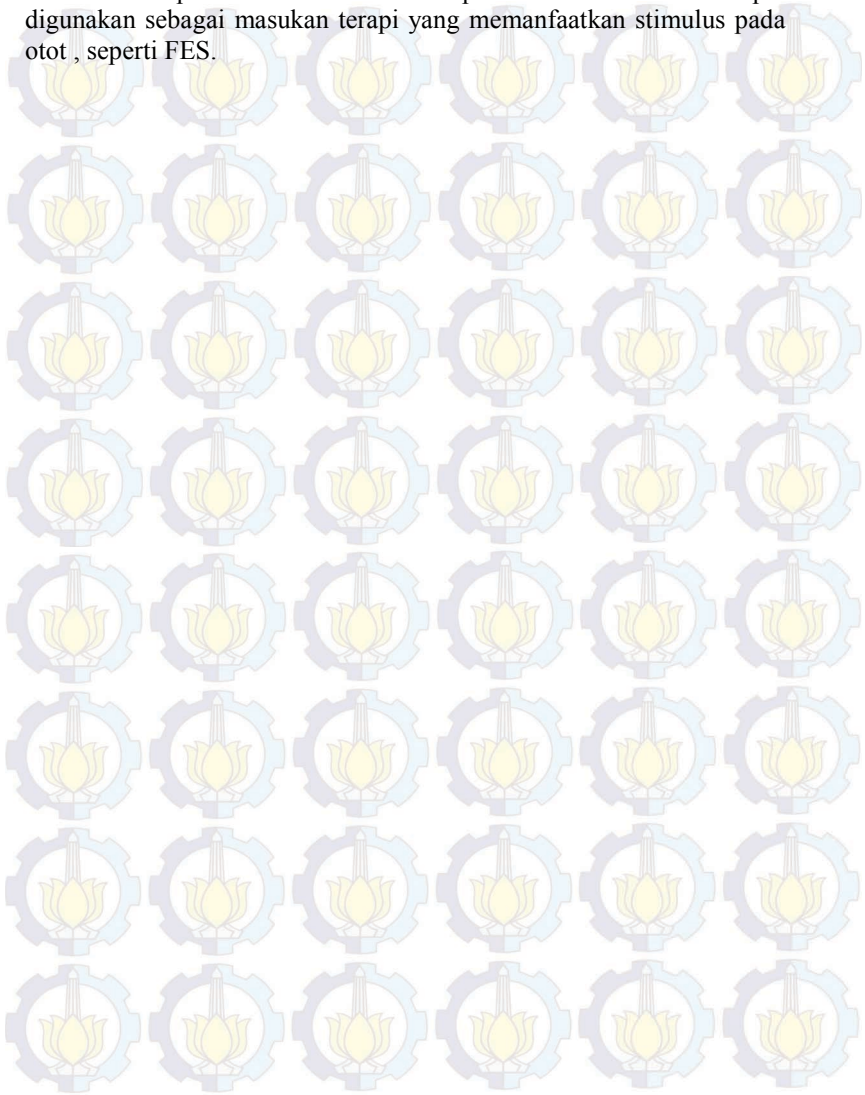
➤ Bab 5 : Penutup

Bagian ini merupakan bagian akhir yang berisikan kesimpulan yang diperoleh dari pembuatan Tugas Akhir ini, serta saran-saran untuk pengembangannya.

1.7 Relevansi

Hasil dari tugas akhir ini diharapkan mampu membantu proses rehabilitasi penderita kelumpuhan sehingga dapat berjalan lebih efektif, dengan adanya parameter tambahan yaitu pola aktivasi otot

manusia normal, sebagai pembandingan dengan pola aktivasi otot yang terukur dari pasien. Selain itu hasil pola aktivasi otot ini dapat digunakan sebagai masukan terapi yang memanfaatkan stimulus pada otot, seperti FES.



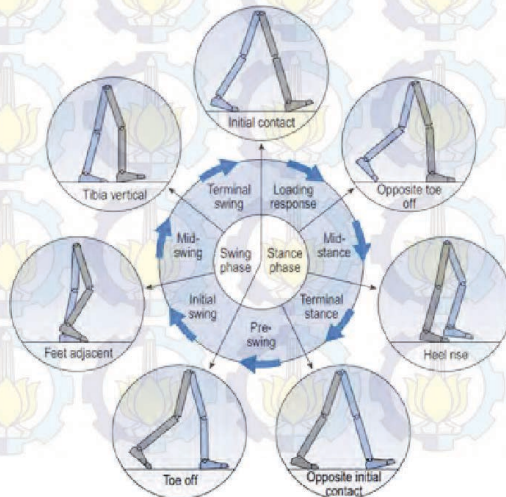
BAB II

TINJAUAN PUSTAKA DAN DASAR TEORI

2.1 Gerakan Berjalan Manusia

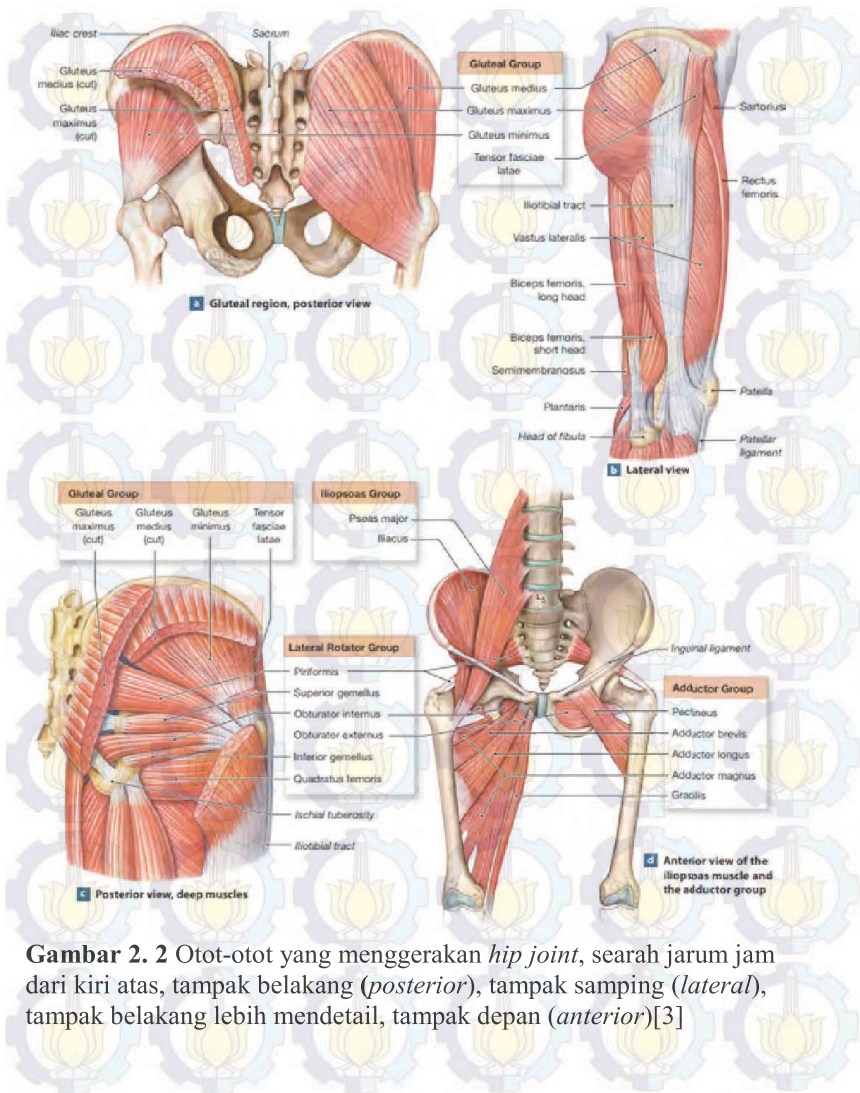
Gerakan berjalan manusia dapat dimodelkan sebagai suatu siklus yang berulang. Pola yang berulang ini sering disebut juga sebagai *Gait*. Proses satu siklus gerakan berjalan dimulai dari posisi *initial contact* (IC) yaitu ketika tumit pertama kali menyentuh tanah (kaki kanan). Dilanjutkan dengan posisi *Opposite toe* atau pada literatur lain dikatakan *foot flat* (FF), yaitu ketika *heel* (tumit) dan *toe* (jari kaki) pada posisi sejajar dengan tanah (menyentuh tanah) dan kaki lainnya akan meninggalkan tanah.

Posisi berikutnya adalah posisi *mid stance* yaitu ketika telapak kaki tepat diatas tanah (*heel rise*) dan kaki lainnya mengayun dan berada pada posisi tegak lurus tubuh. *Opposite initial* merupakan pertama kali *heel* menyetuh tanah setelah *heel rise*. *Heel off* (HO) adalah posisi ketika tumit pertama kali naik dan *toe off* (TO) adalah posisi ketika ujung jari akan meninggalkan tanah untuk masuk ke fase *single support* (*swing phase*). *Swing Phase* secara terinci terdiri dari *intial swing*, *mid swing*, dan *terminal swing*. Kemudian siklus gerakan berjalan akan berulang lagi dari posisi *initial contact*. [1]

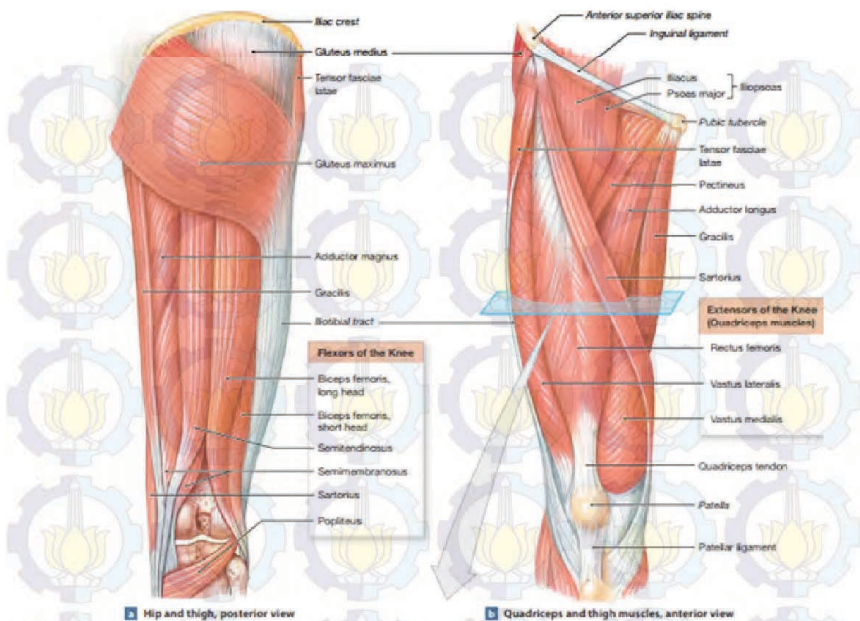


Gambar 2. 1 Posisi kaki selama satu siklus[2]

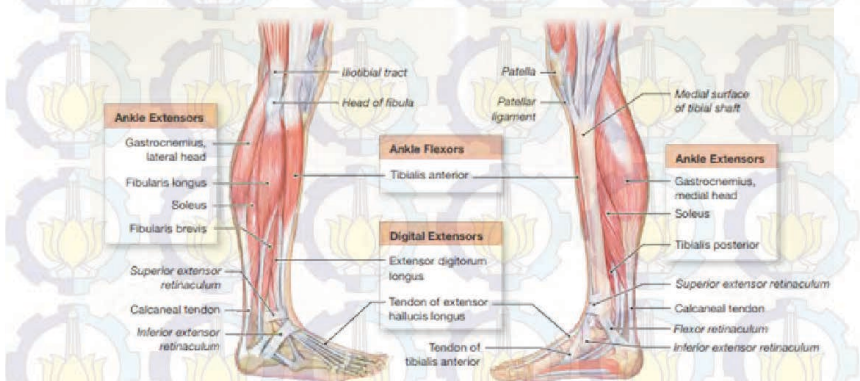
2.2 Anatomi dan Gerakan Kaki Manusia



Gambar 2.2 Otot-otot yang menggerakkan *hip joint*, searah jarum jam dari kiri atas, tampak belakang (*posterior*), tampak samping (*lateral*), tampak belakang lebih mendetail, tampak depan (*anterior*)[3]



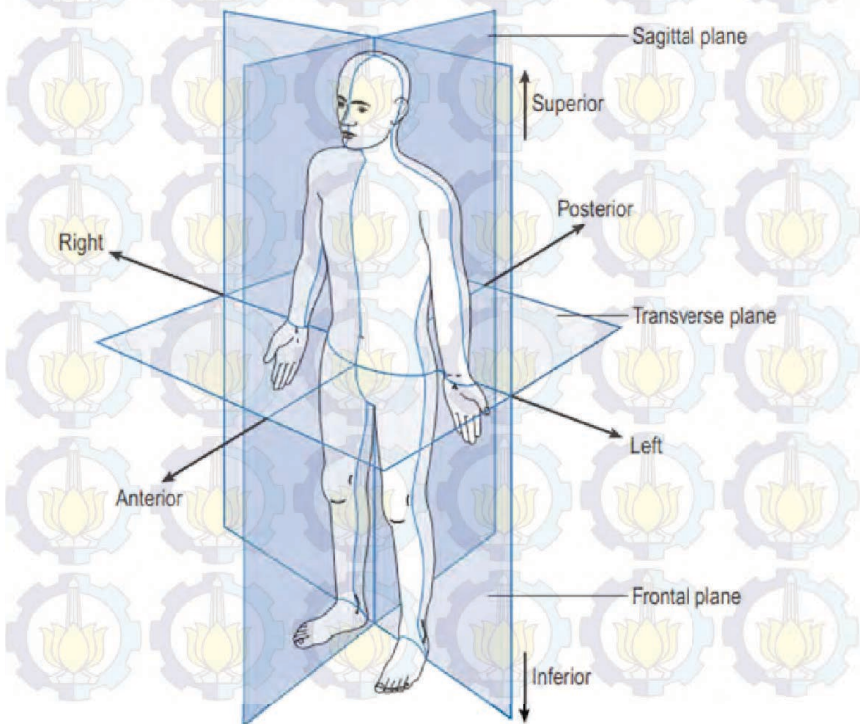
Gambar 2. 3 Otot-otot yang mempengaruhi *knee joint*, dari kiri : tampak belakang dan tampak depan[3]



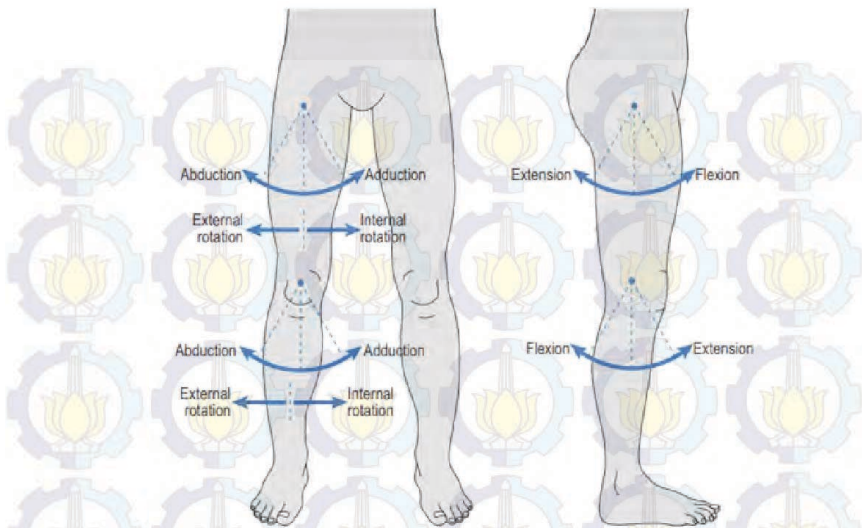
Gambar 2. 4 Otot-otot yang mempengaruhi *ankle joint*, dari kiri : dilihat dari sisi lateral dan dilihat dari sisi medial[3]

Terdapat banyak otot yang berperan dalam menggerakkan kaki manusia selama gerakan berjalan. Masing-masing *joint* memiliki grup otot fleksor dan ekstensor nya masing-masing. Anatomi dari otot-otot tersebut dan letaknya dapat dilihat pada Gambar 2. 3 dan 2.4.

Gerakan yang dihasilkan aktivitas-aktivitas otot tersebut pada bidang sagittal memiliki penamaan tersendiri, yang disebut fleksi (*flexion*) dan ekstensi (*extension*). Fleksi dapat diartikan berkurangnya sudut antara 2 tulang, dan ekstensi berarti bertambahnya sudut antara dua tulang yang sedang berartikulasi[3]. Ada pula gerakan hiperekstensi (*hyperextension*) yaitu saat sudut yang dihasilkan melebihi posisi anatomis tubuh seperti pada Gambar 2.6. Bidang-bidang pada anatomi antara lain bidang frontal, bidang sagittal, dan bidang transversal. Penempatan bidang-bidang tersebut dapat dilihat pada Gambar 2.5 .



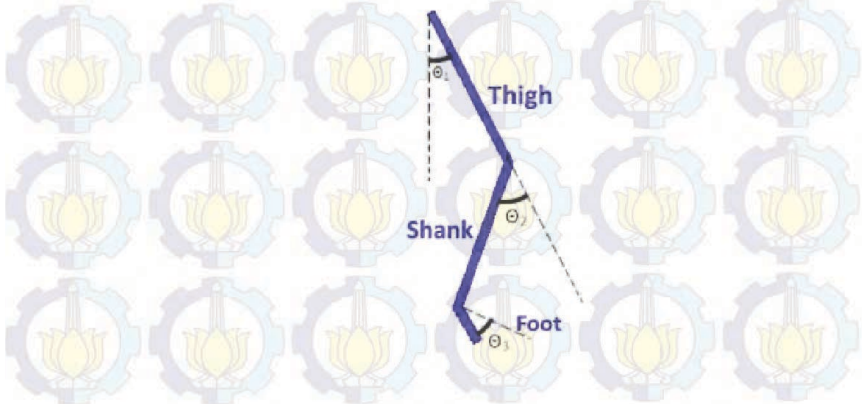
Gambar 2. 5 Bidang-bidang anatomi dari tubuh manusia[2]



Gambar 2. 6 Arah pergerakan dari *hip joint* dan *knee joint* [2]

2.3 Model Matematika Kaki Manusia

Kaki manusia dalam *free-body diagram* digambarkan sebagai berikut :



Gambar 2. 7 *Free-body diagram* kaki manusia

Dimana kaki tersebut terdiri dari 3 segmen, *thigh*, *shank*, dan *foot*. Sudut dari masing-masing segmen tersebut adalah pada pangkalnya antara lain θ_1 , sudut yang dibentuk antara segmen *thigh* dengan sumbu vertikal, θ_2 , sudut yang dibentuk antara segmen *shank* dengan perpanjangan dari segmen *thigh*, dan θ_3 , sudut yang diukur antara segmen *foot* dan garis tegak lurus dari segmen *shank*.

Sementara model matematika kaki manusia didapatkan dengan menggunakan metode *Lagrange*, dimana suatu Fungsi *Lagrange* (L) dinyatakan sebagai pengurangan energi kinetik dan energi potensial pada Persamaan 2.1.

$$L = E_k - E_p \quad (2.1)$$

Dimana energi kinetik merupakan gabungan dari energi kinetik semua segmen, dan demikian pula dengan energi potensial nya yang merupakan gabungan dari semua sumber, seperti pada Persamaan 2.2 dan 2.3,

$$L = \sum_{i=1}^3 \frac{1}{2} m_i \dot{u}_i^2 + m_i g h_i \quad (2.2)$$

$$L = \sum_{i=1}^3 \frac{1}{2} m_i (\dot{x}_i^2 + \dot{y}_i^2) + \frac{1}{2} I_i \dot{\theta}_i^2 + m_i g h_i \quad (2.3)$$

dimana m_i adalah massa dari segmen yang ke- i . I_i adalah momen inersia segmen ke- i . $\dot{\theta}_i$ adalah kecepatan sudut segmen ke i pada titik proksimal. v_i atau kecepatan dari segmen ke- i dapat dijabarkan menjadi kecepatan pusat massa pada sumbu x (\dot{x}) dan kecepatan pusat massa pada sumbu y , (\dot{y}). h_i adalah tinggi pusat massa suatu segmen ke- i dari permukaan tanah. Selanjutnya dengan menentukan α_i sebagai sudut segmen ke- i terhadap sumbu vertikal, a_i adalah jarak titik proksimal ke pusat massa segmen ke- i , dan l_i adalah panjang segmen ke- i , kita dapat menentukan Fungsi L dengan perumusan seperti di bawah ini.

$$\alpha_1 = \theta_1$$

$$\alpha_2 = \theta_1 - \theta_2$$

$$\alpha_3 = \theta_1 - \theta_2 - \theta_3 + \frac{\pi}{2}$$

$$h_1 = l_1 + \frac{1}{2} l_2 + \frac{1}{2} l_3 - (a_1 \cos \alpha_1)$$

$$h_2 = l_1 + l_2 + l_3 - (l_1 \cos \alpha_1 + l_2 \cos \alpha_2)$$

$$h_3 = l_1 + l_2 + l_3 - (l_1 \cos \alpha_1 + l_2 \cos \alpha_2 + l_3 \cos \alpha_3)$$

$$x_1 = a_1 \sin \alpha_1$$

$$y_1 = a_1 \cos \alpha_1$$

$$x_2 = l_1 \sin \alpha_1 + a_2 \sin \alpha_2$$

$$y_2 = l_1 \cos \alpha_1 + a_2 \cos \alpha_2$$

$$x_3 = l_1 \sin \alpha_1 + l_2 \sin \alpha_2 + a_3 \sin \alpha_3$$

$$y_3 = l_1 \cos \alpha_1 + l_2 \cos \alpha_2 + a_3 \cos \alpha_3$$

$$\dot{x}_1 = a_1 \cos \alpha_1 \dot{\alpha}_1$$

$$\dot{y}_1 = -a_1 \sin \alpha_1 \dot{\alpha}_1$$

$$\dot{x}_2 = l_1 \cos \alpha_1 \dot{\alpha}_1 + a_2 \cos \alpha_2 \dot{\alpha}_2$$

$$\dot{y}_2 = -l_1 \sin \alpha_1 \dot{\alpha}_1 - a_2 \sin \alpha_2 \dot{\alpha}_2$$

$$\dot{x}_3 = l_1 \cos \alpha_1 \dot{\alpha}_1 + l_2 \cos \alpha_2 \dot{\alpha}_2 + a_3 \cos \alpha_3 \dot{\alpha}_3$$

$$\dot{y}_3 = -l_1 \sin \alpha_1 \dot{\alpha}_1 - l_2 \sin \alpha_2 \dot{\alpha}_2 - a_3 \sin \alpha_3 \dot{\alpha}_3$$

$$(\dot{x}_1^2 + \dot{y}_1^2) = (a_1 \cos \alpha_1 \dot{\alpha}_1)^2 + (-a_1 \sin \alpha_1 \dot{\alpha}_1)^2$$

$$= a_1^2 \dot{\alpha}_1^2$$

$$(\dot{x}_2^2 + \dot{y}_2^2) = (L_1 \cos \alpha_1 \dot{\alpha}_1 + a_2 \cos \alpha_2 \dot{\alpha}_2)^2$$

$$+ (-l_1 \sin \alpha_1 \dot{\alpha}_1 - a_2 \sin \alpha_2 \dot{\alpha}_2)^2$$

$$= L_1^2 \cos^2 \alpha_1 \dot{\alpha}_1^2 + a_2^2 \cos^2 \alpha_2 \dot{\alpha}_2^2 + 2L_1 a_2 \cos \alpha_1 \cos \alpha_2 \dot{\alpha}_1 \dot{\alpha}_2$$

$$+ L_1^2 \sin^2 \alpha_1 \dot{\alpha}_1^2 + a_2^2 \sin^2 \alpha_2 \dot{\alpha}_2^2 + 2L_1 a_2 \sin \alpha_1 \sin \alpha_2 \dot{\alpha}_1 \dot{\alpha}_2$$

$$= L_1^2 \dot{\alpha}_1^2 + a_2^2 \dot{\alpha}_2^2 + 2L_1 a_2 \dot{\alpha}_1 \dot{\alpha}_2 (\cos \alpha_1 \cos \alpha_2 + \sin \alpha_1 \sin \alpha_2)$$

$$(\dot{x}_3^2 + \dot{y}_3^2) = (L_1 \cos \alpha_1 \dot{\alpha}_1 + L_2 \cos \alpha_2 \dot{\alpha}_2 + a_3 \cos \alpha_3 \dot{\alpha}_3)^2$$

$$+ (-l_1 \sin \alpha_1 \dot{\alpha}_1 - L_2 \sin \alpha_2 \dot{\alpha}_2 - a_3 \sin \alpha_3 \dot{\alpha}_3)^2$$

$$= L_1^2 \cos^2 \alpha_1 \dot{\alpha}_1^2 + L_2^2 \cos^2 \alpha_2 \dot{\alpha}_2^2 + a_3^2 \cos^2 \alpha_3 \dot{\alpha}_3^2 +$$

$$L_1^2 \sin^2 \alpha_1 \dot{\alpha}_1^2 + L_2^2 \sin^2 \alpha_2 \dot{\alpha}_2^2 + a_3^2 \sin^2 \alpha_3 \dot{\alpha}_3^2 +$$

$$2L_1 L_2 \cos \alpha_1 \cos \alpha_2 \dot{\alpha}_1 \dot{\alpha}_2 + 2L_1 a_3 \cos \alpha_1 \cos \alpha_3 \dot{\alpha}_1 \dot{\alpha}_3$$

$$+ 2L_2 a_3 \cos \alpha_2 \cos \alpha_3 \dot{\alpha}_2 \dot{\alpha}_3 + 2L_1 L_2 \sin \alpha_1 \sin \alpha_2 \dot{\alpha}_1 \dot{\alpha}_2$$

$$+ 2L_1 a_3 \sin \alpha_1 \sin \alpha_3 \dot{\alpha}_1 \dot{\alpha}_3 + 2L_2 a_3 \sin \alpha_2 \sin \alpha_3 \dot{\alpha}_2 \dot{\alpha}_3$$

$$= L_1^2 \dot{\alpha}_1^2 + L_2^2 \dot{\alpha}_2^2 + a_3^2 \dot{\alpha}_3^2 + 2L_1 L_2 \dot{\alpha}_1 \dot{\alpha}_2 (\cos \alpha_1 \cos \alpha_2 + \sin \alpha_1 \sin \alpha_2)$$

$$+ 2L_1 a_3 \dot{\alpha}_1 \dot{\alpha}_3 (\cos \alpha_1 \cos \alpha_3 + \sin \alpha_1 \sin \alpha_3) + 2L_2 a_3 \dot{\alpha}_2 \dot{\alpha}_3 (\cos \alpha_2 \cos \alpha_3 + \sin \alpha_2 \sin \alpha_3)$$

$$\begin{aligned}
 Ek &= \frac{1}{2}m_1(\dot{x}_1^2 + \dot{y}_1^2) + \frac{1}{2}m_2(\dot{x}_2^2 + \dot{y}_2^2) + \frac{1}{2}m_3(\dot{x}_3^2 + \dot{y}_3^2) + \frac{1}{2}I_1\dot{\alpha}_1^2 + \\
 &\quad \frac{1}{2}I_2\dot{\alpha}_2^2 + \frac{1}{2}I_3\dot{\alpha}_3^2 \\
 &= \frac{1}{2}m_1a_1^2\dot{\alpha}_1^2 + \frac{1}{2}m_2(l_1^2\dot{\alpha}_1^2 + a_2^2\dot{\alpha}_2^2 + 2l_1a_2\dot{\alpha}_1\dot{\alpha}_2) + (\alpha_1 - \\
 &\quad \alpha_2) + \frac{1}{2}m_3(l_1^2\dot{\alpha}_1^2 + l_2^2\dot{\alpha}_2^2 + l_3^2\dot{\alpha}_3^2 + 2l_1l_2\dot{\alpha}_1\dot{\alpha}_2) + (\alpha_1 - \alpha_2) + \\
 &\quad 2l_1a_3\dot{\alpha}_1\dot{\alpha}_3 + (\alpha_1 - \alpha_3) + 2l_2a_3\dot{\alpha}_2\dot{\alpha}_3 + (\alpha_2 - \alpha_3) + \frac{1}{2}I_1\dot{\alpha}_1^2 + \\
 &\quad I_2\dot{\alpha}_2^2 + I_3\dot{\alpha}_3^2
 \end{aligned}$$

$$Ep = m_1gh_1 + m_2gh_2 + m_3gh_3$$

$$\begin{aligned}
 &= m_1g(L_1 + l_2 + l_3 - a_1\cos\alpha_1) + m_2g(L_1 + l_2 + l_3 - l_1\cos\alpha_1 - \\
 &\quad a_2\cos\alpha_2) + m_3g(l_1 + l_2 + l_3 - l_1\cos\alpha_1 - l_2\cos\alpha_2 - a_3\cos\alpha_3)
 \end{aligned}$$

$$L = Ek - Ep$$

$$\begin{aligned}
 &= \frac{1}{2}m_1a_1^2\dot{\alpha}_1^2 + \frac{1}{2}m_2(l_1^2\dot{\alpha}_1^2 + a_2^2\dot{\alpha}_2^2 + 2l_1a_2\dot{\alpha}_1\dot{\alpha}_2) + (\alpha_1 - \alpha_2) + \\
 &\quad \frac{1}{2}m_3(l_1^2\dot{\alpha}_1^2 + l_2^2\dot{\alpha}_2^2 + l_3^2\dot{\alpha}_3^2 + 2l_1l_2\dot{\alpha}_1\dot{\alpha}_2) + (\alpha_1 - \alpha_2) + \\
 &\quad 2l_1a_3\dot{\alpha}_1\dot{\alpha}_3 + (\alpha_1 - \alpha_3) + 2l_2a_3\dot{\alpha}_2\dot{\alpha}_3 + (\alpha_2 - \alpha_3) + \frac{1}{2}I_1\dot{\alpha}_1^2 + \\
 &\quad \frac{1}{2}I_2\dot{\alpha}_2^2 + \frac{1}{2}I_3\dot{\alpha}_3^2 - m_1g(l_1 + l_2 + l_3 - a_1\cos\alpha_1) - m_2g(l_1 + l_2 + \\
 &\quad l_3 - l_1\cos\alpha_1 - a_2\cos\alpha_2) - m_3g(l_1 + l_2 + l_3 - l_1\cos\alpha_1 - \\
 &\quad l_2\cos\alpha_2 - a_3\cos\alpha_3) \quad (2.4)
 \end{aligned}$$

Kemudian jika kita kembalikan parameter α menjadi θ , maka didapatkan fungsi L yang baru, seperti perumusan di bawah ini.

$$\begin{aligned}
 L &= \frac{1}{2}m_1a_1^2\dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2}m_2(l_1^2\dot{\theta}_1^2 + a_2^2\dot{\theta}_2^2 + a_2^2\dot{\theta}_2^2 - 2a_2\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 + \\
 &\quad 2l_1a_2\dot{\theta}_1(\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2)\cos\theta_2) + \frac{1}{2}m_3(l_1^2\dot{\theta}_1^2 + l_2^2\dot{\theta}_1^2 + l_2^2\dot{\theta}_2^2 - \\
 &\quad 2l_2\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 + l_3^2\dot{\theta}_1^2 + l_3^2\dot{\theta}_2^2 + l_3^2\dot{\theta}_3^2 - 2l_3\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 - 2l_3\dot{\theta}_1\dot{\theta}_3 + \\
 &\quad 2a_3^2\dot{\theta}_2\dot{\theta}_3 + 2l_1l_2\dot{\theta}_1(\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2)\cos\theta_2 + 2l_1a_3\dot{\theta}_1(\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2 - \\
 &\quad \dot{\theta}_3)\cos(\theta_2 + \theta_3 - \frac{\pi}{2}) + 2l_2a_3(\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2)(\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_3)\cos(\theta_3 - \\
 &\quad \frac{\pi}{2})) + \frac{1}{2}I_1\dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2}I_2\dot{\theta}_1^2 - l_1\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 + \frac{1}{2}I_2\dot{\theta}_2^2 + \frac{1}{2}I_3\dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2}I_3\dot{\theta}_2^2 +
 \end{aligned}$$

$$\frac{1}{2}I\ddot{\theta}_3^2 - \dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1\dot{\theta}_3 + \dot{\theta}_2\dot{\theta}_3 - m_1g(l_1 + l_2 + l_3 - a_1\cos\theta_1) - m_2g(l_1 + l_2 + l_3 - \dot{a}_1\cos\theta_1 - \dot{a}_2\cos\theta_1 - \dot{a}_3\cos\theta_1 - \dot{a}_2 - \theta_3)$$

Selanjutnya, kita dapat mencari besarnya torsi (τ) pada tiap-tiap sendi/*joint* dengan menggunakan Persamaan Lagrange seperti pada Persamaan 2.5.

$$\frac{d}{dt}\left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}}\right) - \frac{\partial L}{\partial \theta} = \tau \quad (2.5)$$

Setelah proses penurunan, maka didapatkan persamaan torsi tiap-tiap *joint* seperti pada Persamaan 2.6, 2.7, dan 2.8.

$$\begin{aligned} \tau_1 = & (m_1a_1^2 + m_2l_1^2 + m_2a_2^2 + 2m_2l_1a_2\cos\theta_2 + m_3l_1^2 + m_3l_2^2 + \\ & m_3a_3^2 + 2m_3l_1l_2\cos\theta_2 + 2m_3l_1a_3\cos(\theta_2 + \theta_3 - \frac{\pi}{2}) + \\ & 2m_3l_2a_3\cos(\theta_3 - \frac{\pi}{2}) + (l_1 + l_2 + l_3)\ddot{\theta}_1 + (-m_2a_2^2 - \\ & m_2l_1a_2\cos\theta_2 - m_3l_2^2 - m_3a_3^2 - m_3l_1l_2\cos\theta_2 - m_3l_1a_3\cos(\theta_2 + \\ & \theta_3 - \frac{\pi}{2}) - 2m_3l_2a_3\cos(\theta_3 - \frac{\pi}{2}) - (l_2 - l_3)\ddot{\theta}_2 + (-m_3a_3^2 - \\ & m_3l_1a_3\cos(\theta_2 + \theta_3 - \frac{\pi}{2}) - m_3l_2a_3\cos(\theta_3 - \frac{\pi}{2}) - l_3)\ddot{\theta}_3 + \\ & (-2m_2l_1a_2\dot{\theta}_1\sin\theta_2 + m_2l_1a_2\dot{\theta}_2\sin\theta_2 - 2m_3l_1l_2\dot{\theta}_1\sin\theta_2 + \\ & m_3l_1l_2\dot{\theta}_2\sin\theta_2 - 2m_3l_1a_3\dot{\theta}_1\sin(\theta_2 + \theta_3 - \frac{\pi}{2}) + \\ & m_3l_1a_3\dot{\theta}_2\sin(\theta_2 + \theta_3 - \frac{\pi}{2}) + 2m_3l_1a_3\dot{\theta}_3\sin(\theta_2 + \theta_3 - \frac{\pi}{2}))\dot{\theta}_2 + \\ & (-2m_3l_1a_3\dot{\theta}_1\sin(\theta_2 + \theta_3 - \frac{\pi}{2}) + m_3l_1a_3\dot{\theta}_3\sin(\theta_2 + \theta_3 - \frac{\pi}{2}) - \\ & 2m_3l_2a_3\dot{\theta}_1\sin(\theta_3 - \frac{\pi}{2}) + m_3l_2a_3\dot{\theta}_3\sin(\theta_3 - \frac{\pi}{2}))\dot{\theta}_3 + \\ & ((m_1a_1 + m_2l_1 + m_3l_1)\sin\theta_1 + (m_2a_2 + m_3l_2)\sin(\theta_1 - \theta_2) + \\ & m_3a_3\sin(\theta_1 - \theta_2 - \theta_3 + \frac{\pi}{2}))g \end{aligned} \quad (2.6)$$

$$\begin{aligned}
\tau_2 = & \left(-m_2 a_2^2 - m_2 l_1 a_2 \cos \theta_2 - m_3 l_2^2 - m_3 a_3^2 - m_3 l_1 l_2 \cos \theta_2 - \right. \\
& m_3 l_1 a_3 \cos \left(\theta_2 + \epsilon_3 - \frac{\pi}{2} \right) - 2m_3 l_2 a_3 \cos \left(\theta_3 - \frac{\pi}{2} \right) - 2 - \\
& B \theta_1'' + \left(m_2 a_2^2 + m_3 l_2^2 + m_3 a_3^2 + 2m_3 l_2 a_3 \cos \left(\theta_3 - \frac{\pi}{2} \right) + 2 + \right. \\
& B \theta_2'' + \left. \left(m_3 a_3^2 + m_3 l_2 a_3 \cos \left(\theta_3 - \frac{\pi}{2} \right) + B \right) \theta_3'' + \right. \\
& \left(m_2 l_1 a_2 \dot{\theta}_1 \sin \theta_2 + m_3 l_1 l_2 \dot{\theta}_1 \sin \left(\theta_2 + \epsilon_3 - \frac{\pi}{2} \right) \right) \dot{\theta}_1 + 2m_3 l_2 a_3 \dot{\theta}_3 \sin \left(\theta_3 - \frac{\pi}{2} \right) - \\
& 2m_3 l_2 a_3 \dot{\theta}_2 \sin \left(\theta_3 - \frac{\pi}{2} \right) - \\
& m_3 l_2 a_3 \dot{\theta}_3 \sin \left(\theta_3 - \frac{\pi}{2} \right) \dot{\theta}_3 + \left(-m_2 a_2 - m_3 l_2 \right) \sin \left(\theta_1 - \epsilon_2 \right) - \\
& m_3 a_3 \sin \left(\theta_1 - \epsilon_2 - \epsilon_3 + \frac{\pi}{2} \right) g \quad (2.7)
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\tau_3 = & \left(-m_3 a_3^2 - m_3 l_1 a_3 \cos \left(\theta_2 + \epsilon_3 - \frac{\pi}{2} \right) - m_3 l_2 a_3 \cos \left(\theta_3 - \frac{\pi}{2} \right) - \right. \\
& B \theta_1'' + \left(m_3 a_3^2 + m_3 l_2 a_3 \cos \left(\theta_3 - \frac{\pi}{2} \right) + B \theta_2'' + \left(m_3 a_3^2 + \right. \right. \\
& B \theta_3'' + \left. \left(m_3 l_1 a_3 \dot{\theta}_1 \sin \left(\theta_2 + \epsilon_3 - \frac{\pi}{2} \right) + m_3 l_2 a_3 \dot{\theta}_1 \sin \left(\theta_3 - \right. \right. \\
& \left. \left. \frac{\pi}{2} \right) - 2m_3 l_2 a_3 \dot{\theta}_2 \sin \left(\theta_3 - \frac{\pi}{2} \right) \right) \dot{\theta}_1 + \left(m_3 l_2 a_3 \dot{\theta}_2 \sin \left(\theta_3 - \frac{\pi}{2} \right) \right) \dot{\theta}_2 + \\
& \left. \left(-m_3 a_3 \sin \left(\theta_1 - \epsilon_2 - \epsilon_3 + \frac{\pi}{2} \right) \right) g \quad (2.8)
\end{aligned}$$

Persamaan gerak *lagrange* didefinisikan sebagai suatu persamaan diferensial yang melibatkan torsi didefinisikan pada Persamaan 2.9

$$\begin{aligned}
\tau &= M \ddot{\theta} + C \dot{\theta} + G \quad (2.9) \\
\begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \\ \ddot{\theta}_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} \\ c_{21} & c_{22} & c_{23} \\ c_{31} & c_{32} & c_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} g_1 \\ g_2 \\ g_3 \end{bmatrix}
\end{aligned}$$

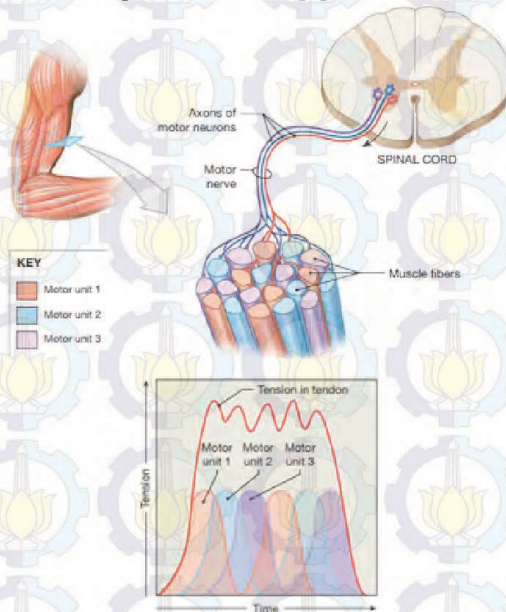
Maka persamaan gerak dalam bentuk torsi pada Persamaan 2.6, 2.7, dan 2.8 tersebut bisa disederhanakan dalam bentuk komponen-komponen matriks di atas, sehingga secara *forward dynamics* kita bisa mendapatkan torsi dari masukan yang tersedia, atau sebaliknya dengan *inverse dynamics* kita juga dapat mendapatkan besaran yang

menyangkut θ dari torsi yang ada. Selain daripada torsi aktif pada masing-masing *joint* , terdapat pula torsi pasif pada masing-masing *joint* yang bergantung pada Persamaan 2.10.

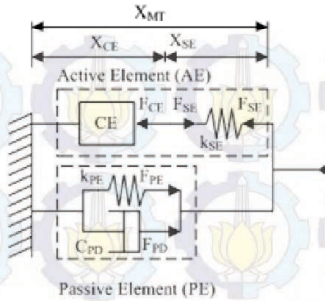
$$\tau_p = -c\dot{\theta} + k_1 e^{(-k_2(\theta - \varphi_1))} + k_3 e^{k_4(\theta - \varphi_2)} \quad (2.10)$$

2.4 Pola Aktivasi Otot Manusia

Aktivasi dari otot manusia dapat disebut juga sebagai *Motor unit Action Potential (MUAP)* atau yang sering kita kenal dengan *Electromyograph* atau EMG. *Motor unit* merupakan suatu neuron yang terdapat pada serat-serat otot, yang memberikan perintah suatu otot untuk berkontraksi. Jadi aktivasi otot itu sendiri dapat dikatakan jumlahan dari *MUAP* pada suatu otot. [3]



Gambar 2. 8 (a) Hubungan antara sumsum tulang belakang dengan *Motor unit* pada otot (b) Jumlahan dari *Motor unit* mengakibatkan tegangan pada otot[3]



Gambar 2. 9 Model Hill dari Otot Manusia[4]

Pada model matematika otot manusia yang digambarkan oleh Hill terdapat dua elemen, yaitu elemen pasif dan elemen aktif. Elemen aktif terdiri atas *Contractile Element (CE)* dan *Serial Element (SE)*. *CE* menghasilkan gaya secara aktif, sedangkan *SE* hanya meneruskan gaya dari *CE* saja dan tidak menghasilkan gaya olehnya sendiri. Gaya yang dihasilkan oleh *CE* atau gaya aktif (F_{act}) dirumuskan dalam Persamaan 2.11,

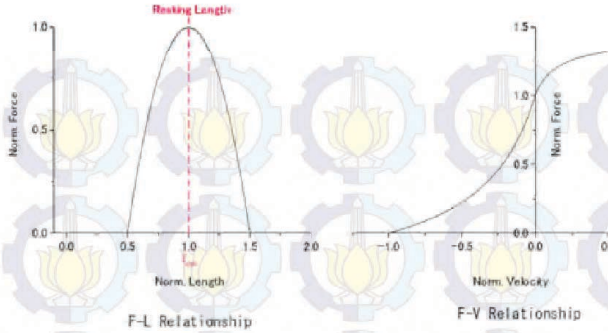
$$F_{act} = a(t) \cdot f(l) \cdot F_{max} \quad (2.11)$$

dimana $a(t)$ adalah besarnya pola aktivasi otot, $f(l)$ (*force-length relationship*) adalah hubungan antara panjang otot dengan gaya yang dihasilkan, $f(v)$ (*force-velocity relationship*) adalah hubungan antara kecepatan sudut dengan kecepatan yang dihasilkan, dan F_{max} adalah gaya maksimal yang dapat dihasilkan oleh suatu otot. Besar dari *force-length relationship* dan *force-velocity relationship* ditentukan berdasarkan Persamaan 2.12 dan 2.13,

$$f(l) = 1 - \left(\frac{l(\theta) - l_{opt}}{l_{opt}} \right)^2 \quad (2.12)$$

$$f(v) = \begin{cases} \frac{v_{max} - v}{v_{max} + bv} & , \leq l_{opt} \\ 1 - \frac{v_{max} - v_{max}}{1 + c^2} & , \geq l_{opt} \end{cases} \quad (2.13)$$

dimana l adalah panjang otot, l_{opt} adalah panjang otot optimal, v adalah kecepatan sendi, v_{max} adalah kecepatan maksimal dari suatu sendi dan c adalah koefisien dari $f(v)$.



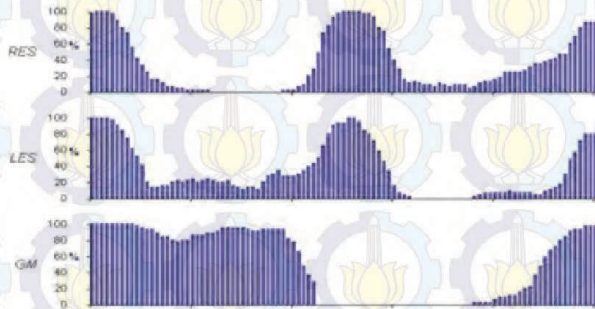
Gambar 2. 10 Grafik *force length relationship* dan *force velocity relationship*[4]

Gaya pasif pada *PE* dapat diwakilkan sebagai sebuah pegas dan *damper* yang masing-masing memberikan gaya F_{PE} (*Force Passive Elasticity*) dan F_{PD} (*Force Passive Damping*), yang dapat dirumuskan dalam Persamaan 2.14 dan 2.15[4].

$$F_{PD} = -\zeta_D \dot{l} \quad (2.14)$$

$$F_{PE} = K_{PE} \cdot (l - l_{opt})^{-1} \quad (2.15)$$

Sebagai contoh pola aktivasi suatu otot pada saat berjalan, yaitu pada otot *Left Erector Spinae (LES)*, *Right Erector Spinae (RES)* dan *Gluteus Maximus (GM)* ada pada Gambar 2.12



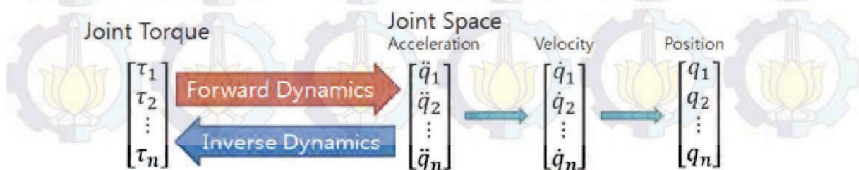
Gambar 2. 11 Pola aktivasi otot saat gerakan berjalan pada otot *LES*, *RES*, dan *GM*[12]

2.5 Inverse dynamics

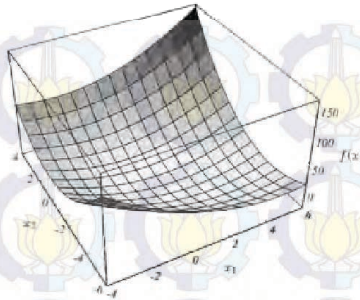
Sistem yang terdiri dari beberapa struktur yang terhubung akan menghasilkan suatu perilaku kompleks saat diberikan suatu torsi atau gaya, baik internal maupun eksternal. Proses untuk merekonstruksi suatu gaya dan/atau torsi internal dari suatu gerakan atau gaya eksternal yang diketahui disebut *Inverse dynamics*, sebaliknya proses untuk menghitung gerakan dan reaksi yang dihasilkan oleh gaya dan/atau torsi internal disebut *Forward dynamics*. Saat menyeberang jalan, kita menggunakan gaya otot untuk menghasilkan percepatan sudut pada bagian tubuh tertentu, dan oleh gaya reaksi dari jalan, dihasilkan pula percepatan ke depan dari titik berat tubuh. Penghitungan *Inverse dynamics* yang dilakukan pada sebuah himpunan data pergerakan pada kejadian-kejadian tertentu dapat menghasilkan pola temporal dari torsi-torsi pada sendi yang menyebabkan kejadian tersebut berlangsung. Pada penghitungan *Forward dynamics*, kita dapat menghasilkan suatu gerakan dari pola-pola temporal tersebut, yang cukup sulit karena hubungan mekanis yang kompleks antar bagian-bagian pada suatu sistem. Maka, untuk menyederhanakan hubungan tersebut, dapat digunakan ekspresi matematika, antara lain pendekatan *Newton-Euler*, *Lagrangian*, dan *Featherstone*. Masing-masing mempunyai kelemahan dan keuntungan tersendiri[5].

2.6 Metode Optimasi *Conjugate Gradient*

Optimasi suatu fungsi dapat dilakukan dengan menggunakan metode iteratif dengan memanfaatkan nilai *conjugate gradient* dari fungsi tersebut. Semisal suatu fungsi dinyatakan dengan $Ax = B$, dimana x adalah sebuah vektor yang tidak diketahui, A adalah sebuah matriks definit positif atau indefinit positif, dan B adalah sebuah vektor yang diketahui. Maka besarnya x dapat diminimalkan dengan memanfaatkan bentuk kuadrat dari fungsi tersebut seperti pada Persamaan 2.16 dan diilustrasikan pada Gambar 2.13



Gambar 2. 12 Ilustrasi *Forward dynamics* dan *Inverse dynamics*[5]



Gambar 2. 13 Grafik parabola dari turunan fungsi kuadratik[6]

$$f(x) = \frac{1}{2}x^T Ax - b^T x + c \quad (2.16)$$

Sehingga penurunan dari fungsi tersebut akan terminimalkan dengan solusi dari $Ax = B$. Plot dari $f(x)$ dapat dilihat pada Gambar 2.7. Karena matriks A adalah definit positif, maka bentuk dari fungsi kuadratik seperti sebuah mangkok parabola. Gradien dari $f(x)$ dapat dirumuskan dalam Persamaan 2.17.

$$f'(x) = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial x_1} f(x) \\ \frac{\partial}{\partial x_2} f(x) \\ \vdots \\ \frac{\partial}{\partial x_n} f(x) \end{bmatrix} \quad (2.17)$$

Gradien adalah sebuah medan vektor yang mengarah kepada kenaikan terbesar dari $f(x)$, dan pada dasar dari mangkok parabola yang telah disebutkan sebelumnya, gradiennya adalah 0. Maka secara matematis, dapat dirumuskan Persamaan 2.18.

$$f'(x) = \frac{1}{2}A^T x + \frac{1}{2}Ax - b \quad (2.18)$$

Jika matriks A simetris, maka persamaan tersebut dapat disederhanakan menjadi Persamaan 2.19.

$$f'(x) = Ax - l \quad (2.19)$$

Sehingga jika gradien dinyatakan sama dengan nol, maka kita mendapatkan fungsi $Ax = b$ yang ingin kita optimalkan. Maka solusi dari $Ax = b$ adalah titik kritis dari $f(x)$. Kemudian diterapkan suatu metode iteratif untuk menentukan nilai x selanjutnya.

Metode *Conjugate Gradient* menerapkan prinsip arah konjugasi dari suatu titik terhadap suatu fungsi sebagai arah perbaikan. Arah konjugasi disebut juga arah orthogonal, yang dapat dilihat pada Gambar 2.14. Pada Gambar 2.14 suatu fungsi dengan variabel θ , diminimalkan dengan perbaikan $\eta_k d_k$, sehingga dapat mencapai θ yang dapat meminimalkan fungsi tersebut, yaitu θ^* . Pada algoritma *Conjugate Gradient*, arah perbaikan dirumuskan pada Persamaan 2.20.

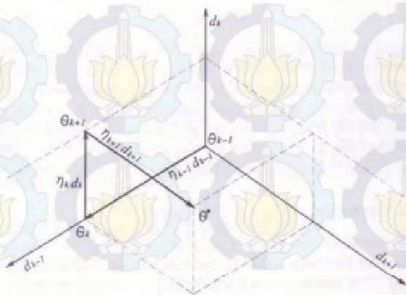
$$d_k = -g_k + \beta_k d_{k-1} \quad (2.20)$$

Sementara β_k merupakan penurunan dari sifat konjugasi gradien pada proses menuju nilai minimal dari suatu fungsi. Terdapat beberapa versi β_k , antara lain pada Persamaan 2.21, 2.22, dan 2.23.

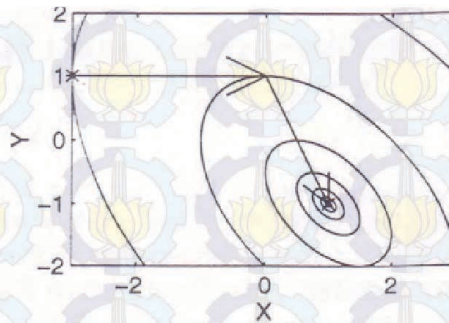
$$\text{Fletcher-Reeves} : \beta_k = \frac{g_k^T g_k}{g_{k-1}^T g_{k-1}} \quad (2.21)$$

$$\text{Polak-Ribiere} : \beta_k = \frac{g_k^T (g_k - g_{k-1})}{g_{k-1}^T g_{k-1}} \quad (2.22)$$

$$\text{Beale Sorenson} : \beta_k = \frac{g_k^T (g_k - g_{k-1})}{d_{k-1}^T (g_k - g_{k-1})} \quad (2.23)$$



Gambar 2. 14 Arah Perbaikan Ortogonal[15]



Gambar 2. 15 Perbaikan suatu fungsi kuadrat $E(x,y) = x^2 + xy + y^2 - x + y$ [15]

Ilustrasi dari perbaikan secara konjugasi pada suatu fungsi kuadrat pada bidang 2 dimensi dapat dilihat pada Gambar 2.15

2.7 NDI (North Digital Inc) *Optotrak Certus 3020 Motion capture System*

Optotrak Certus System adalah suatu alat ukur optik yang digunakan untuk men-tracking posisi dan pergerakan *infrared light emitting diode (marker)* dengan area tertentu. NDI merupakan perusahaan yang membuat produk tersebut. *Optotrak Certus* banyak



Gambar 2. 16 *Optotrak Certus 3020 Position sensor dan Marker* [7]

digunakan dalam penelitian di dunia dalam berbagai bidang , salah satunya dibidang kedokteran dan medis. Dalam penelitian ini *Optotrak* digunakan untuk tracking objek yang bergerak (jalan/lari) yang nantinya hasil pengukuran digunakan sebagai evaluasi gaya berjalan. *Optotrak* memiliki ketelitian hingga 0.1mm dengan resolusi 0.01mm, serta frekuensi *marker* sebesar 4600 Hz, sehingga pengukuran dapat dilakukan dengan frekuensi $4600/(n+1.3)$ Hz, dimana n adalah jumlah *marker* yang terpasang, dimana *position sensor* dapat membaca maksimal 512 *marker*.

Komponen dasar dari *Optotrak Certus System* adalah sebagai berikut [7]:

A. Optotrak[®] CertusTM (Position sensor)

Merupakan sensor posisi yang mendeteksi *marker* inframerah pada objek yang di ukur pada area terukur. Seperti terlihat pada Gambar 2.17 lokasi *marker* akan diketahui posisinya apabila terdapat dalam volume operasi pengukuran. Informasi setiap posisi *marker* akan dikirim berupa koordinat posisi (x,y,z) dalam area pengukuran. Posisi (0,0,0) berada pada tengah-tengah posisi sensor. Selain *Position sensor* itu sendiri, terdapat sebuah *System Control Unit (SCU)* yang berfungsi menghubungkan *Position sensor* dengan antarmuka yang lain seperti laptop atau komputer

B. Smart Markers

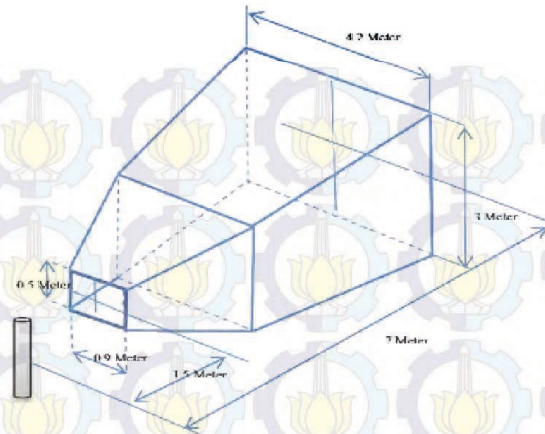
Merupakan *infrared light emitting diode marker* yang akan diketahui posisinya. *Smart marker* merupakan salah satu dari tiga jenis jenis tipe *marker*. *Marker* akan berfungsi bila terhubung dengan *strobers* dan dapat dipasang secara seri dengan *marker* lain.

C. Smart Marker Hub

Pada *smart marker hub* terdapat 4 port yang dapat digunakan untuk menghubungkan beberapa *marker* pada *strobers*.

D. Wireless Strober

Sebuah divais yang berfungsi menerima timing signal dari SCU untuk mengaktifkan dan menonaktifkan *smart marker*. Untuk penggunaannya bisa menggunakan kabel atau tanpa kabel



Gambar 2. 17 Volume operasi pengukuran *Optotrak Certus 3020*[7]

E. *Wireless Transmitter*

Apabila pengukuran ingin dilakukan tanpa kabel, maka dapat digunakan *wireless transmitter* dengan sumber daya yang bisa dipindahkan, seperti baterai

2.8 Vernier *Force plate* Sensor

Force plate adalah sebuah instrumen yang digunakan untuk mengukur gaya yang dikenakan pada suatu plat. *Force plate* dalam hal ini berguna dalam berbagai penelitian untuk mengetahui gaya yang tidak kita ketahui besarnya. Sebagai contohnya dalam gerakan berjalan kita bisa tahu gaya reaksi dari tanah yang kita injak. Dalam melompat juga kita bisa tahu berapa gaya reaksi tanah yang dihasilkan.

Force plate yang digunakan pada tugas akhir ini adalah *Force plate* Vernier dengan spesifikasi gaya yang dapat diaplikasikan antara $-850\text{ N} - 3500\text{ N}$ atau $-200 - 850\text{ N}$ dengan resolusi yang berbeda, sebesar 12 bit, yang pertama sebesar $1,2\text{ N}$ dan yang kedua sebesar $0,3\text{ N}$. [8]



Gambar 2. 18 *Force plate* dari Vernier[8]

BAB III

PERANCANGAN SISTEM

Pada bab ini akan dijelaskan terkait perancangan sistem secara keseluruhan, mulai dari konfigurasi *hardware* yang digunakan, sampai dengan perangkat lunak dan simulasi yang digunakan. *Hardware* yang akan digunakan adalah kamera *Optotrak Certus 3020*, yang berfungsi untuk menangkap pergerakan atau perubahan sudut pada sendi-sendi manusia. Perangkat lunak yang dibuat akan berfungsi sebagai simulasi pergerakan kaki manusia dan juga untuk proses optimasi pola aktivasi otot menggunakan metode iteratif.

3.1 Diagram Blok Sistem

Cara kerja dari sistem secara umum digambarkan pada blok *diagram* pada Gambar 3.1. Kaki kanan subjek akan ditempelkan *marker-marker* yang nantinya akan dibaca oleh *Optotrak Motion capture System*. *Optotrak Motion capture System* tersebut nantinya akan menghasilkan data berupa gerakan dari *marker-marker* tersebut pada sumbu kartesian atau pada bidang x, y , dan z . Gerakan atau *Trajectory* tersebut akan diolah oleh perangkat lunak pengolah. Proses yang pertama dilalui adalah interpolasi untuk memperkirakan data yang hilang, kemudian dilakukan perhitungan trigonometri untuk mendapatkan sudut-sudut *hip joint, knee joint, dan ankle joint*. Data sudut tersebut kemudian akan dibandingkan dengan data output dari model yang telah dirancang, dan dilakukan proses optimasi untuk menentukan berapa pola aktivasi dari otot yang diperlukan untuk melakukan gerakan berjalan manusia, dalam hal ini ditinjau dari sudut *knee* saja.

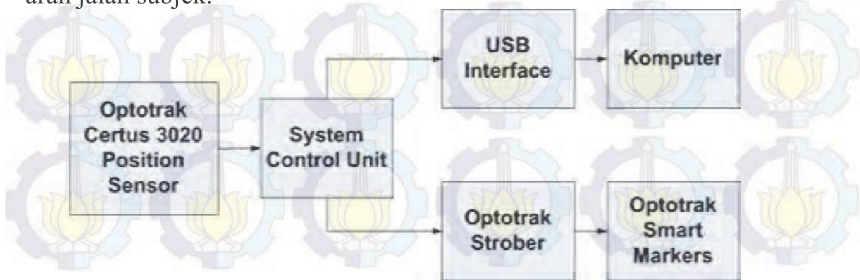


Gambar 3. 1 *Diagram blok sistem optimasi pola aktivasi otot pada gerakan berjalan menggunakan model matematika dengan pendekatan inverse dynamics*

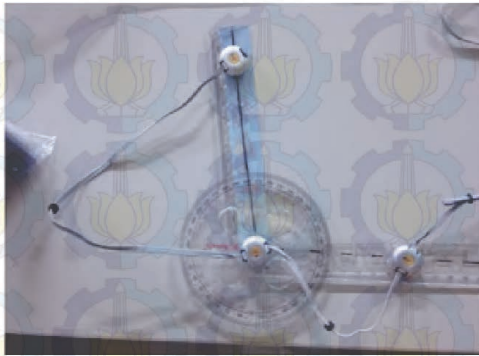
3.2 Konfigurasi Perangkat Keras (*Hardware*)

Sebagaimana terlihat pada Gambar 3.2, perangkat-perangkat dari *Optotrak Motion capture System* dikonfigurasi sebagai berikut. *Marker-marker* yang digunakan akan terhubung ke *Strober* yang memberikan daya dan mengatur sinyal yang masuk ke *marker-marker* tersebut. *Strober* sendiri terhubung ke *System Control Unit (SCU)*. Selain port untuk *strober*, SCU juga memiliki port untuk menerima masukan dari *position sensor*, dan juga mengeluarkan keluaran berupa gerakan atau *trajectory* dari *marker-marker* yang dapat terhubung ke port USB dari komputer, melalui sebuah *USB Interface Unit*. Pada komputer, data dari *USB Interface Unit* akan diolah oleh program dari NDI (*North Digital Inc.*, produsen *Optotrak Motion capture System*), sehingga dihasilkan data dengan format TSV (*Tab Separated Values*) yang siap diolah menggunakan perangkat lunak pengolah lebih lanjut.

Sebelum digunakan untuk pengukuran, *Optotrak Motion capture System* dikalibrasi terlebih dahulu, menggunakan penggaris dan busur untuk mengukur ketelitian dari alat tersebut. Untuk ketelitian panjang digunakan penggaris untuk mengukur jarak antar *marker* dan dihitung error antara panjang yang terukur penggaris dan panjang hasil pengukuran *Optotrak Motion capture System*. Sementara untuk kalibrasi sudut *joint* digunakan busur yang ditempelkan tiga *marker* dalam suatu segitiga, dan dihitung sudutnya secara matematis menggunakan persamaan trigonometri, dan dibandingkan dengan sudut yang terukur pada busur. Konfigurasi untuk kalibrasi dan peletakan *marker* dapat dilihat pada Gambar 3.3 dan Gambar 3.4. Persamaan untuk kalibrasi dapat dilihat pada Persamaan 3.1. Peletakan kamera diletakkan pada jarak 2,8 meter agar semua *marker* dapat tertangkap sepenuhnya. Arah panah pada Gambar 3.5 menunjukkan arah jalan subjek.

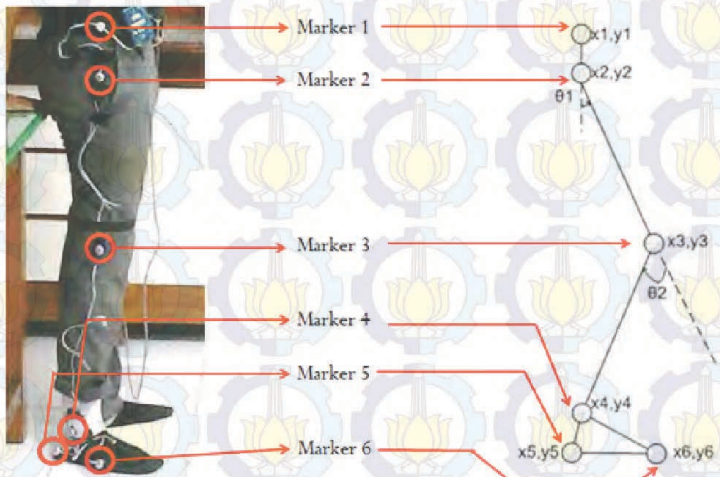


Gambar 3. 2 *Diagram blok konfigurasi Hardware sistem*

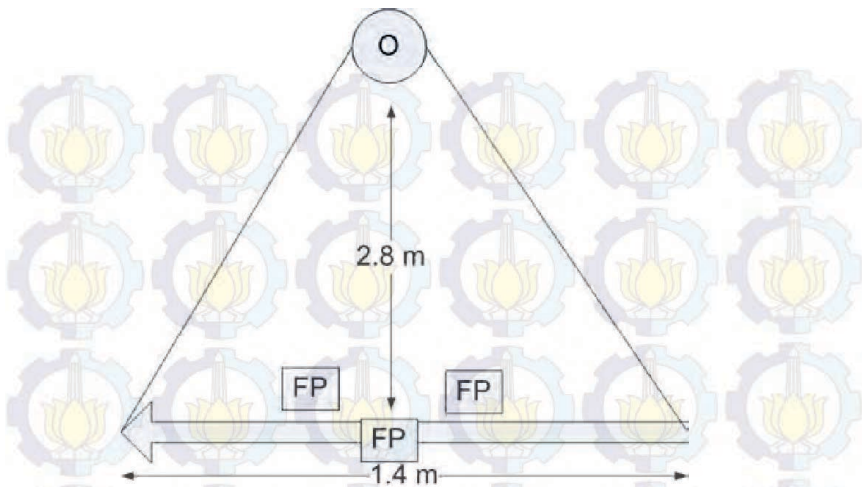


$$\theta = \arctan\left(\frac{y1 - y3}{x3 - x2}\right) \quad (3.1)$$

Gambar 3. 3 Metode kalibrasi sudut dan panjang *Optotrak Motion capture System*



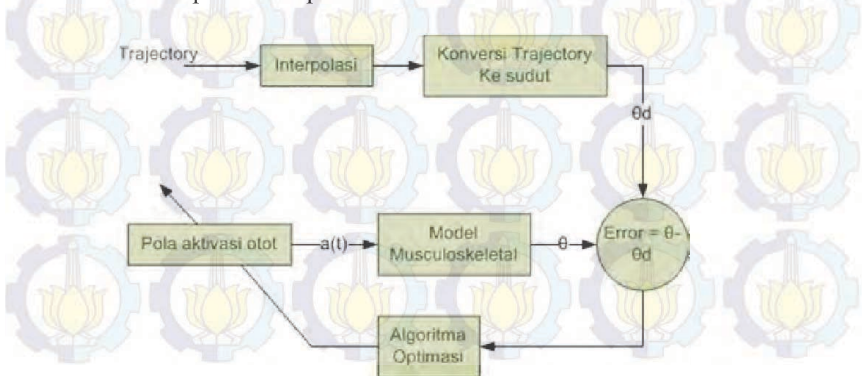
Gambar 3. 4 Peletakan *Marker* pada Subjek



Gambar 3. 5 Peletakan Kamera terhadap subjek. ‘O’ adalah Optotrak Certus 3020 dan ‘FP’ adalah *Force Plate*.

3.3 Perancangan Perangkat Lunak (perangkat lunak)

Perancangan perangkat lunak terdiri dari beberapa bagian, antara lain program untuk interpolasi dan konversi *trajectory* menjadi sudut, bagian model muskuloskeletal, serta bagian untuk optimasi pola aktivasi otot. Blok *diagram* dari sistem perangkat lunak secara keseluruhan dapat dilihat pada Gambar 3.5



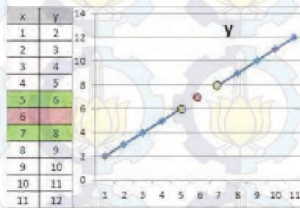
Gambar 3. 6 Blok *diagram* keseluruhan dari perangkat lunak pengolahan

3.3.1 Interpolasi dan Konversi *Trajectory* ke Sudut

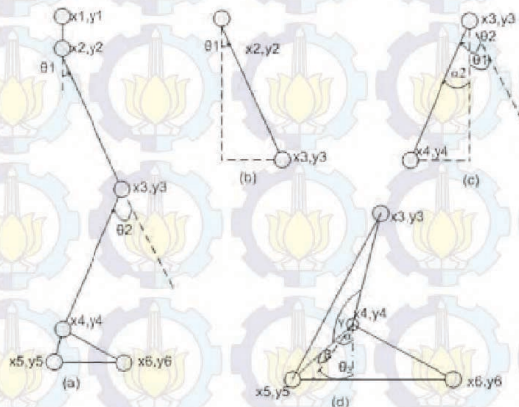
Interpolasi digunakan untuk mengantisipasi *marker* yang tertutup atau terhalang sesuatu sehingga tidak terbaca. Teknik ini sering dilakukan untuk merekonstruksi gerakan dari *marker Optical motion capture*. Interpolasi dilakukan secara linier dengan menggunakan Persamaan 3.2, dan ilustrasinya dapat dilihat pada Gambar 3.7

$$y = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1}(x - x_1) + y_1 \quad (3.2)$$

Kemudian untuk merubah koordinat *marker* ke dalam sudut masing-masing *joint*, digunakan fungsi trigonometri *arctan*. Ilustrasi *free-body diagram* dapat dilihat pada Gambar 3.8 serta perhitungannya pada Persamaan 3.3, 3.4 , dan 3.5.



Gambar 3. 7 Ilustrasi Interpolasi



Gambar 3. 8 (a) *Free-body Diagram* dari penempatan *marker*, (b) penghitungan sudut *hip*, (c) penghitungan sudut *knee*, dan (d) penghitungan sudut *ankle*

$$\tan \theta_1 = \frac{m3x - m2x}{m3y - m2y}$$

$$\theta_1 = \arctan \frac{m3x - m2x}{m3y - m2y} \quad (3.3)$$

$$\tan \alpha_2 = \frac{m4x - m3x}{m4y - m3y}$$

$$\alpha_2 = \arctan \frac{m4x - m3x}{m4y - m3y}$$

$$\theta_2 = \alpha_2 - \theta_1 \quad (3.4)$$

$$\gamma = \arccos \left(\frac{r_{34}^2 + r_{45}^2 - r_{35}^2}{2 \cdot r_{34} \cdot r_{45}} \right)$$

$$\delta = \arccos \left(\frac{r_{45}^2 + r_{56}^2 - r_{46}^2}{2 \cdot r_{45} \cdot r_{56}} \right)$$

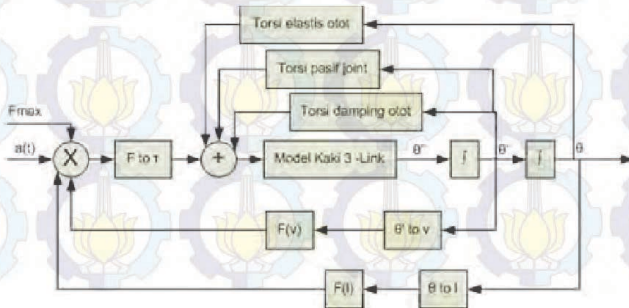
$$\beta = 180 - \gamma$$

$$\alpha = 180 - 90 - \delta$$

$$\theta_3 = \alpha - \beta \quad (3.5)$$

3.3.2 Model Muskuloskeletal

Model muskuloskeletal dirancang dari persamaan gerak yang telah diturunkan pada bab 2, kemudian dilakukan integrasi dengan metode runge-kutta orde 4 untuk menyelesaikan persamaan diferensial orde 2 dari sudut masing-masing *joint*. Masukan model antara lain torsi, yang berasal dari penjumlahan gaya aktif dan pasif masing-masing otot, serta torsi pasif masing-masing *joint*, dan sudut serta kecepatan sudut hasil integrasi sebelumnya. Model otot sendiri memiliki masukan aktivasi yang nantinya akan dioptimasi. Sedangkan keluaran dari model muskuloskeletal adalah sudut dan kecepatan sudut hasil integrasi, Gambaran keseluruhan model dapat dilihat pada Gambar 3.9.

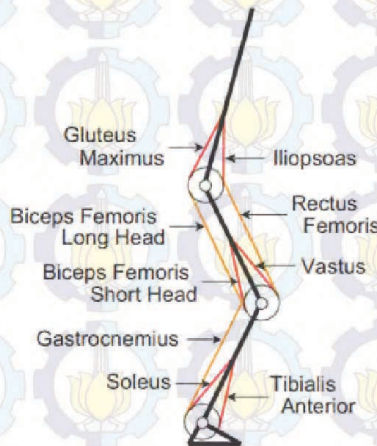


Gambar 3. 9 Blok *Diagram* Model otot

Pada simulasi, dapat diandaikan juga bahwa fungsi aktivasi otot merupakan suatu persamaan diferensial dari impuls neuron yang dikirimkan oleh otak, yang dapat dimodelkan dengan Persamaan 3.6[4]

$$\frac{da}{dt} = \frac{1}{tr}(u - a) + \frac{1}{tf}(u - a - (u - a)u) \quad (3.6)$$

Beberapa variabel pada model seperti panjang segmen, letak pusat massa, dan variabel-variabel lainnya berasal dari hasil penelitian-penelitian sebelumnya[4][10][11], dan dapat dilihat pada Tabel 3.1 , 3.2, dan 3.3. Untuk data hasil pengukuran, diukur jarak antar *marker* untuk menentukan panjang suatu segmen. Sementara pembagian massa menggunakan konstanta yang diturunkan Dempster[14] dan dapat dilihat pada Tabel 3.4. Perhitungan dari momen inersia masing-masing segmen pun berubah mengacu kepada metode dari Dempster[14]. Pada tugas akhir ini dianalisa 6 dari 9 kelompok otot yang umum pada kaki manusia, yaitu 6 otot *uniarticular* atau hanya mengendalikan satu sendi saja : *Iliopsoas* (IL) ,*Gluteus Maximus* (GM),*Vastus* (VA),*Bicep Femoris Short Head* (BFSH) ,*Tibialis Anterior* (TA), dan *Soleus* (SO) [13].



Gambar 3. 10 Model otot pada kaki[13]

Tabel 3. 1 variabel pada model matematika segmen kaki[10]

Segmen	l (m)	m(kg)	a	I(kgm ²)
1	0.383	46.48	0.42	3.359
2	0.407	2.76	0.41	0.048
3	0.149	0.89	0.4	0.004

Tabel 3. 2 variabel pada torsi pasif *joint*[4]

<i>Joint</i>	c	k1	k2	k3	k4	φ1(°)	φ2(°)
<i>Hip</i>	3.9	2.6	5.8	8.7	1.3	-10	10
<i>Knee</i>	10	6.1	5.9	10.5	21.8	10	110
<i>Ankle</i>	0.943	2	5	2	5	-15	25

Tabel 3. 3 variabel pada model otot[11]

Otot	lopt(m)	fmax(N)	rf(m)	kdamp	kstf	cm
IL	0.35	1100	0.132	275	5.85	2.5
GM	0.3	1100	0.092	275	9.1	2.5
VA	0.26	7300	0.04	300	6.8	2.5
BFSH	0.29	1000	0.049	200	1.6	2.5
TA	0.3	1650	0.023	200	1.3	2.5
SO	0.35	2150	0.036	200	6.5	2.5
RF	0.48	1800	0.049/0.025	300	5.4	2.5
BFLH	0.46	2750	0.054/0.049	275	4.1	2.5
GC	0.56	1150	0.05/0.04	275	8.25	2.5

Metode Dempster[14] untuk menghitung massa segmen ke-*i* (m_i), pusat massa segmen yang ke-*i* dari titik proksimal (a_i), dan momen inersia segmen yang ke-*i* (I_i) dapat dilihat pada Persamaan 3.7, 3.8, dan 3.9, serta konstanta-konstanta yang diperlukan dalam penghitungannya dapat dilihat pada Tabel 3.4.

$$m_i = m_{total} * p \quad (3.7)$$

$$a_i = R_{proximal} * l_i \quad (3.8)$$

$$I_i = m_i (K_{cg} * l_i)^2 \quad (3.9)$$

Tabel 3. 4 Parameter Massa dan Inersia Model[14]

Segmen	p	Rproximal	Kcg
<i>Thigh</i>	0.1	0.433	0.323
<i>Shank</i>	0.0465	0.433	0.302
<i>Foot</i>	0.0145	0.5	0.475

3.3.3 Optimasi Pola Aktivasi Otot

Metode optimasi yang digunakan ialah metode *Fletcher-Reeves Nonlinear Conjugate Gradient* [9], dimana diterapkan suatu algoritma iteratif untuk mengoptimasi pola aktivasi otot yang tepat dalam gerakan berjalan. Algoritma iteratif yang digunakan dapat dilihat pada Gambar 3.11 . Secara keseluruhan, keluaran dari model (θ) akan dikurangkan dengan sudut hasil rekaman berjalan (θ_d), dan diperoleh error (e). Error yang digunakan memiliki fungsi $E = \frac{1}{2}e^2$. Error tersebut akan digunakan dalam proses perbaikan pola aktivasi otot (a). Proses perbaikan dirumuskan melalui Persamaan 3.10,

$$a_{k+1} = a_k + \alpha p_k \quad (3.10)$$

dimana menurut metode *Fletcher-Reeves Nonlinear Conjugate Gradient* , p_k adalah arah dari perbaikan, yang didefinisikan sebagai arah turun dari gradient fungsi tujuan, atau dilambangkan secara matematis dengan $-\nabla f_k$, k adalah iterasi yang ke- k , dan α adalah konstanta pembelajaran yang bernilai antara 0,1-0,9. Pada kasus ini f_k adalah fungsi kuadratik error, sehingga $p = -\nabla E(a)$ dapat dituliskan beserta penurunannya di bawah ini, dan hasilnya dapat dilihat pada Persamaan 3.11 dan 3.12.

$$\nabla E(a) = \frac{\partial E}{\partial a} \quad (3.11)$$

$$\nabla E(a) = \frac{\partial E}{\partial e} \frac{\partial e}{\partial \theta} \frac{\partial \theta}{\partial \tau} \frac{\partial \tau}{\partial F_m} \frac{\partial F_m}{\partial a} \quad (3.12)$$

Kemudian turunan dari masing-masing komponen $E(a)$ tersebut diturunkan secara analitis, kecuali turunan theta terhadap torsi akan diturunkan secara numerik. Perincian dari penurunannya dapat dilihat di bawah ini.

$$E = \frac{1}{2} e^2$$

$$\frac{\partial E}{\partial e} = e$$

$$e = \theta - \theta_d$$

$$\frac{\partial e}{\partial \theta} = 1$$

$$\frac{\partial \theta}{\partial \tau} = \frac{\theta(\tau + \epsilon) - \theta(\tau - \epsilon)}{2\epsilon} = \frac{\theta_k - \theta_{k-1}}{\tau_k - \tau_{k-1}}$$

$$\tau = r(F_m + F_{pd} + F_{pe})$$

$$\frac{\partial \tau}{\partial F_m} = r$$

$$F_m = q \cdot (v) \cdot (l) \cdot \max$$

$$\frac{\partial F_m}{\partial a} = f(v) \cdot (l) \cdot \max$$

Hasil penurunan tersebut akan digunakan pada algoritma yang terdapat pada *Fletcher-Reeves Nonlinear Conjugate Gradient*, yaitu :

1. Tentukan fungsi tujuan $J, J = E(a)$
2. Mulai dari $i=1$ sampai jumlah data :
 - a. Tentukan $k = 0, p_0 = -\nabla J_0$
 - b. Hingga error < 0.0001 atau $k > 1200$

i. $k = k + 1$

ii. Hitung $\beta_k = \frac{\nabla J_k^T \nabla J_{k-1}}{\nabla J_{k-1}^T \nabla J_{k-1}}$

iii. Hitung $p_k = -\nabla J_k + \beta_k p_{k-1}$

iv. Hitung $a_k = a_{k-1} + \alpha_k^T p_k$

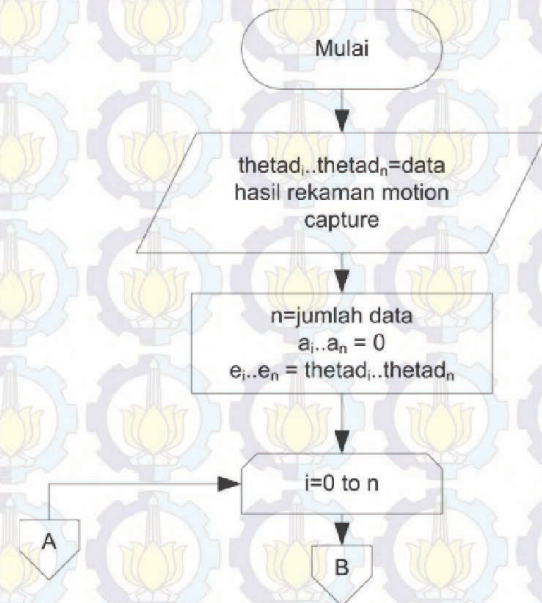
v. Gunakan a_k sebagai masukan model dan cek kondisi perulangan

Pola aktivasi yang telah dilakukan perbaikan akan dijadikan masukan lagi ke dalam model, dan keluarannya akan dikurangkan lagi dengan sudut hasil rekaman, dan begitu seterusnya hingga dicapai error yang cukup kecil sesuai dengan batas yang ditentukan, atau perbaikan sudah tidak dapat dilakukan lagi karena error tidak berubah dalam jangka waktu tertentu.

Untuk 2 otot yang berbeda, diterapkan suatu kondisi bahwa jika sudut referensi lutut bergerak ke arah yang lebih besar, maka dapat

disimpulkan terjadi fleksi, sehingga otot fleksor lebih dominan dari otot ekstensor, sehingga konstanta pembelajaran otot fleksor lebih besar dari otot ekstensor. Demikian pula sebaliknya saat sudut lutut bergerak ke arah yang lebih kecil, maka konstanta pembelajaran yang diterapkan ke otot ekstensor akan lebih besar dari yang diterapkan pada otot fleksor.

Selain itu, pada proses optimasi juga ditetapkan batasan atau *constraint* yang mewakili sifat otot sebenarnya, antara lain otot tidak bisa mendorong ($F_m > 0$), otot tidak bisa memberikan gaya melebihi gaya maksimalnya ($F_m < F_{max}$), pola aktivasi otot tidak melebihi 0 atau 1 ($0 \leq a \leq 1$), serta pembatasan jumlah iterasi sesuai dengan kondisi yang terjadi.



Gambar 3. 11 Flowchart Proses Optimasi Bagian 1



Gambar 3. 12 Flowchart untuk proses optimasi bagian 2

BAB IV PENGUJIAN DAN ANALISIS

Pada bab ini akan dilakukan pengambilan data dan pengujian sistem. Pengambilan data ini berupa kalibrasi dan hasil rekaman gerakan menggunakan *Optotrak Certus 2030 Motion capture System*. Setelah dilakukan kalibrasi dan pengambilan data kemudian dilakukan pengujian sistem secara keseluruhan.

4.1 Kalibrasi Sudut dari *Optotrak*

Hasil kalibrasi dari *Optotrak Motion capture* dapat dilihat pada Tabel 4.1.

Tabel 4. 1 Pengukuran Error RMS dari pembacaan sudut *marker Optotrak Motion capture System*

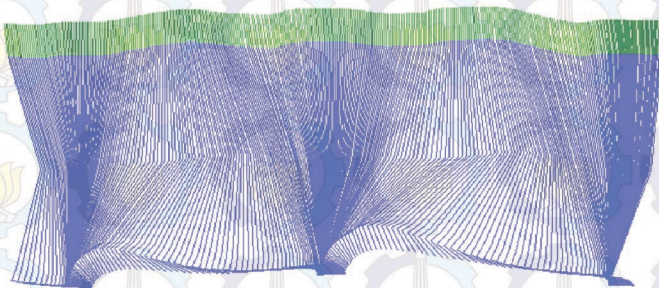
Sudut (derajat)	Hasil ukur (derajat)	error
0	0,8	0,8
10	10	0
20	20,5	0,5
30	30,7	0,7
40	41,3	1,3
50	50,8	0,8
60	60,3	0,3
70	70,2	0,2
80	80,6	0,6
90	91,4	1,4
100	101	1
110	110,2	0,2
120	120,4	0,4
130	129,5	0,5
140	139,9	0,1
150	149,8	0,2

Sudut (derajat)	Hasil ukur (derajat)	error
160	159,8	0,2
170	169,5	0,5
180	180,3	0,3
RMS		0,5

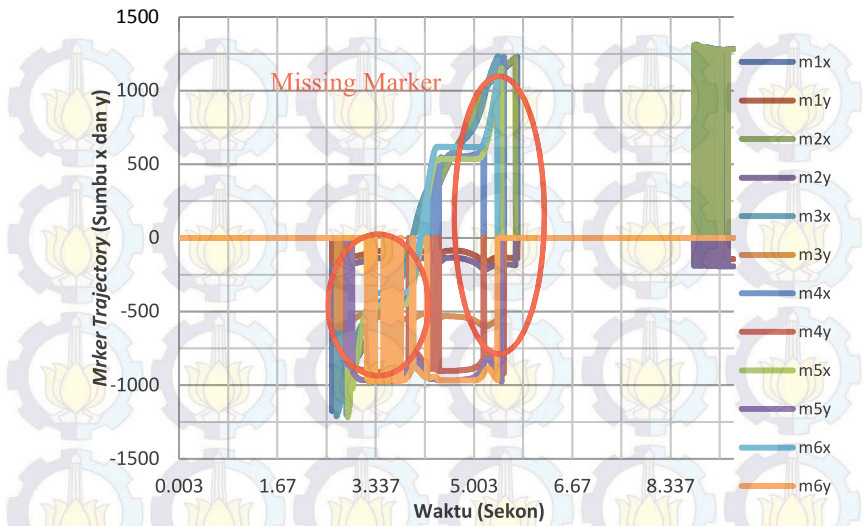
Error RMS dari proses kalibrasi tersebut akan digunakan dalam pengukuran sebagai kompensasi, sehingga besaran hasil pengukuran akan dikurangkan error RMS sebesar 0,5 derajat atau $0,008 \pi$ radian.

4.2 Interpolasi dan Konversi ke Sudut Data dari *Optotrak*

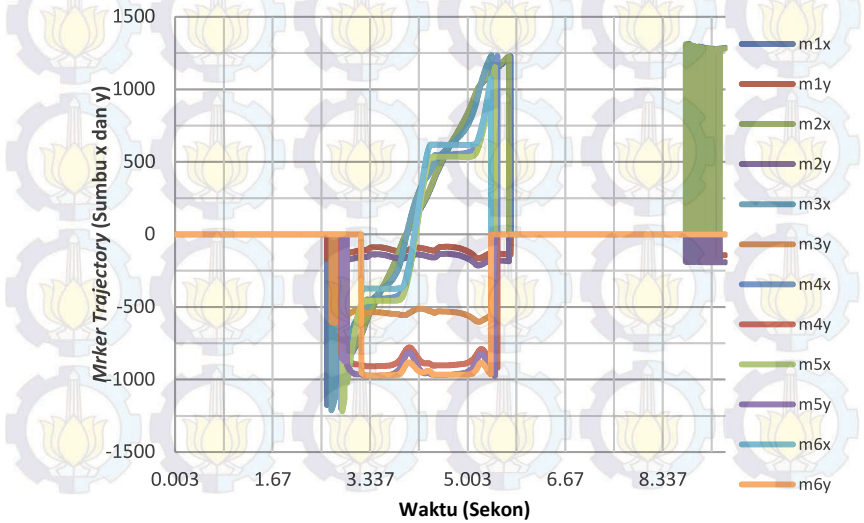
Gambar 4.1 menunjukkan rekaman gerakan berjalan menggunakan optotrak setelah data diinterpolasi. Namun, hasil data dari marker sebelum terinterpolasi dengan error berupa *missing marker* yang ditandai dengan data berupa angka '0' sehingga grafik kembali ke angka 0 pada beberapa titik. Gambar 4.2 merupakan data sebelum interpolasi, dan Gambar 4.3 merupakan data setelah interpolasi. Selanjutnya data marker tersebut diseleksi hanya diolah pada *swing phase* dari gerakan berjalan saja, dengan mengacu pada *force plate vernier* yang mendeteksi adanya *toe-off* dan *heel-contact*. Grafik dari *force plate vernier* tempat kaki kanan berpijak dapat dilihat pada Gambar 4.4.



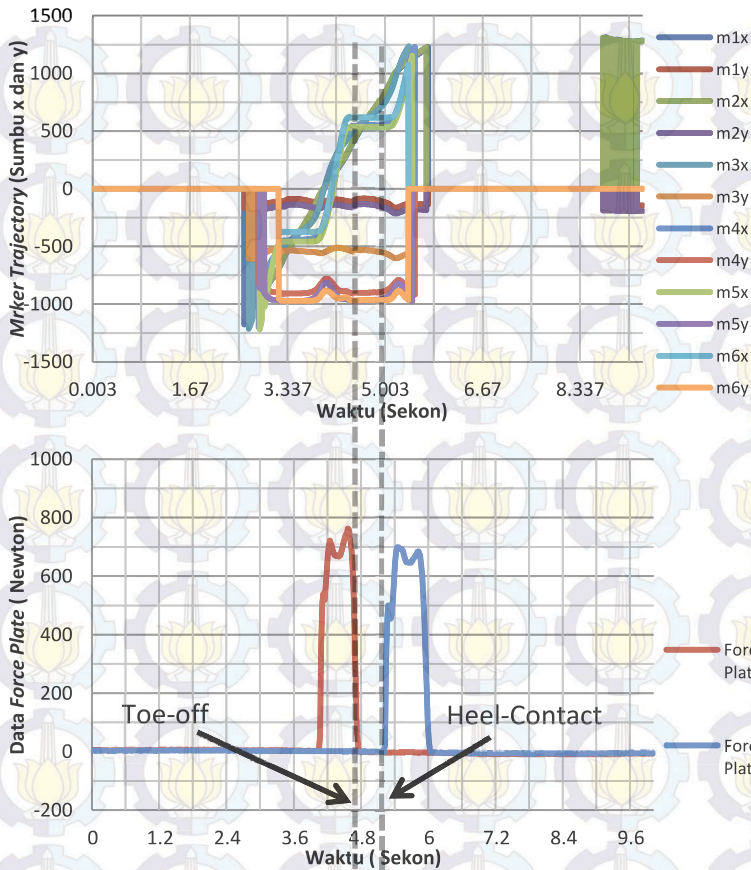
Gambar 4. 1 Rekaman Optotrak dari Subjek dalam *stick figure*



Gambar 4. 2 Data sebelum interpolasi, *missing marker* ditandai lingkaran merah

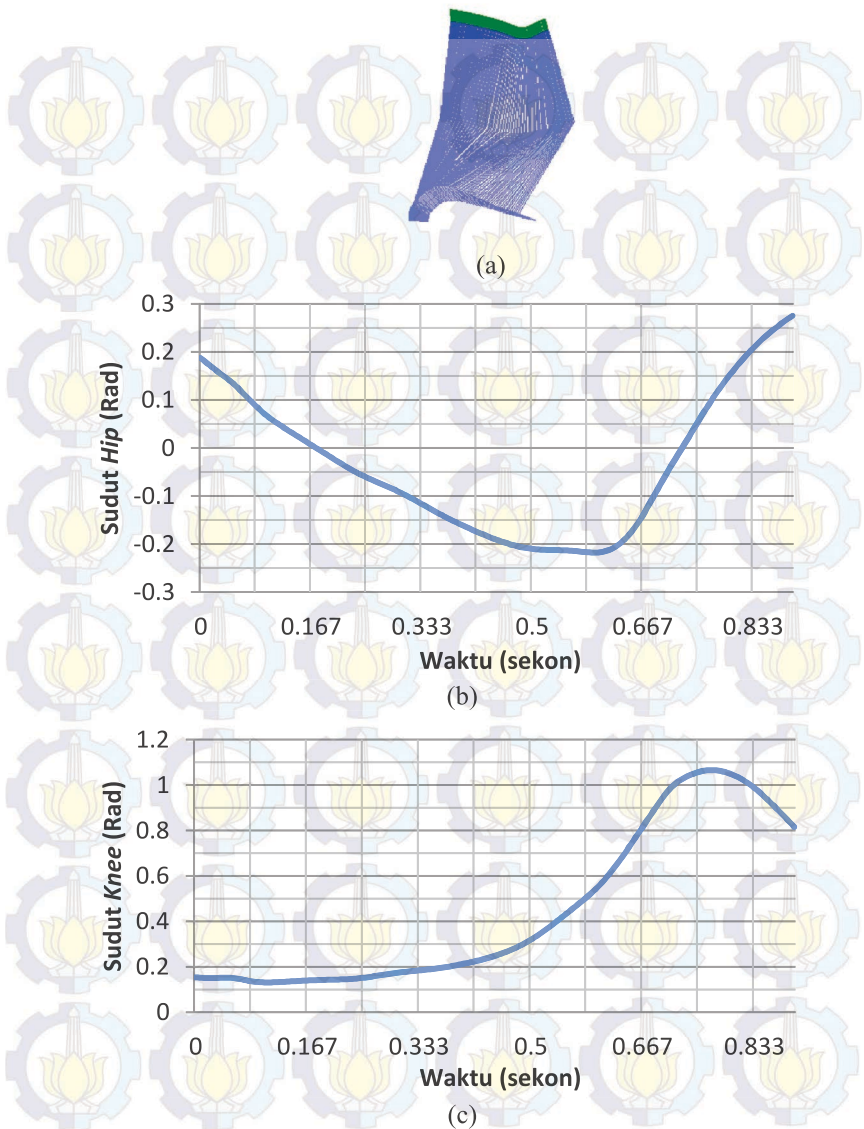


Gambar 4. 3 Data setelah interpolasi

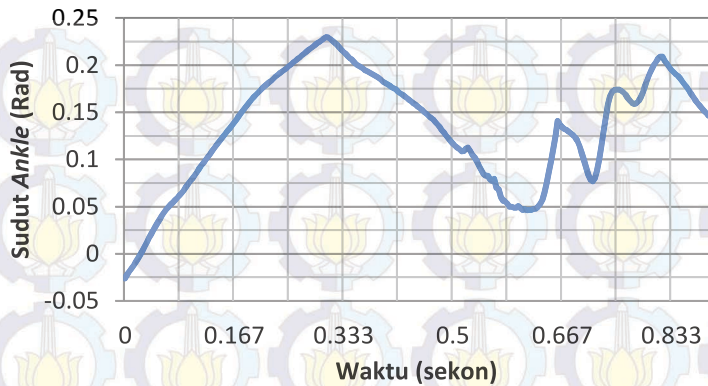


Gambar 4. 4 Pencocohan data *force plate* dan *marker*

Dari data tersebut didapatkan bahwa gaya menjadi nol pada *force plate* pertama pada detik ke 4.8, yang merupakan peristiwa *toe-off* dan terjadi gaya pada *force plate* ketiga pada detik ke 5.2, sehingga data yang diolah dari perekaman menggunakan *Optotrak Certus Motion Capture System* dapat dibatasi hanya dari detik ke 4.8 sampai dengan detik 5.2 saja. Jadi data yang banyak pada Gambar 4.1 hanya dicuplik seperti pada Gambar 4.5 dan 4.6 saja



Gambar 4. 5 (a) *Stick Figure* untuk *Swing Phase* gerakan berjalan, (b) sudut *hip* (c) sudut *knee* saat *swing phase* pula



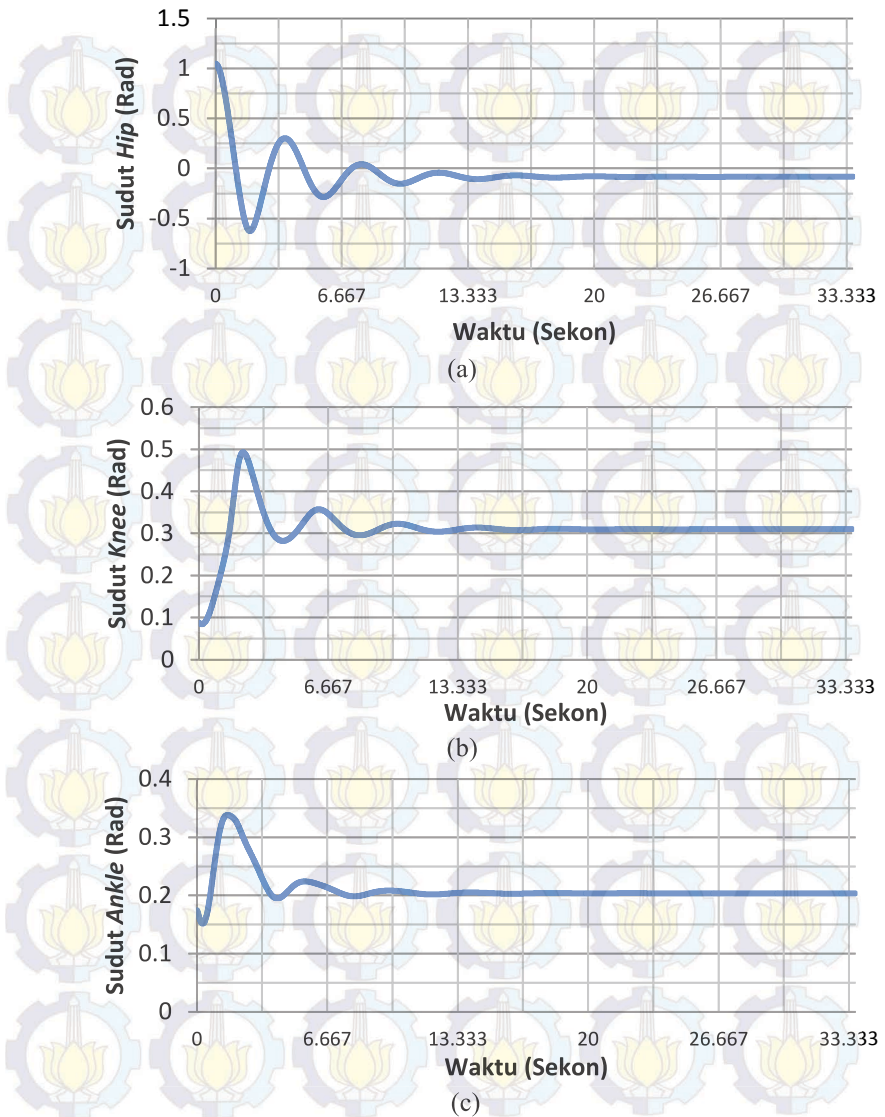
Gambar 4. 6 Sudut *ankle joint* saat swing phase gerakan berjalan

4.3 Pengujian Model Muskuloskeletal

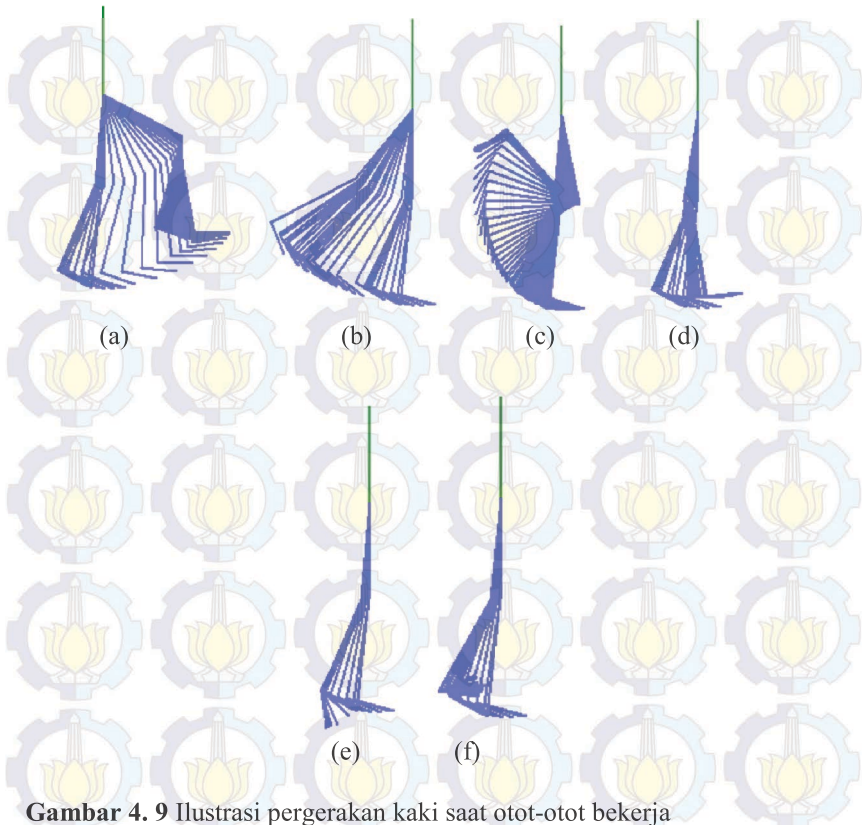
Pengujian pertama-tama dilakukan dengan mengetes sifat pasif dari kaki jika tidak diberi otot apa-apa, kemudian dengan pola aktivasi otot yang tersimulasikan. Hasil dari uji sifat pasif dari model dapat dilihat pada Gambar 4.7, dan untuk simulasi dengan pola otot yang tersimulasikan dihasilkan keluaran model pada Gambar 4.8, dimana terdapat ilustrasi pada saat *knee joint* dalam keadaan awal (a), saat otot fleksor bekerja (b), dan saat otot ekstensor bekerja (c). Dapat dilihat pada Gambar 4.8 bahwa terdapat elemen pasif pada sendi yang dapat menstabilkan posisi kaki pada suatu sudut, jika berangkat dari suatu simpangan awal.



Gambar 4. 7 *Stick figure* untuk uji pasif model muskuloskeletal kaki



Gambar 4. 8 Hasil sudut uji pasif model kaki, pada (a) *Hip Joint*, (b) *Knee Joint*, dan (c) *Ankle Joint*

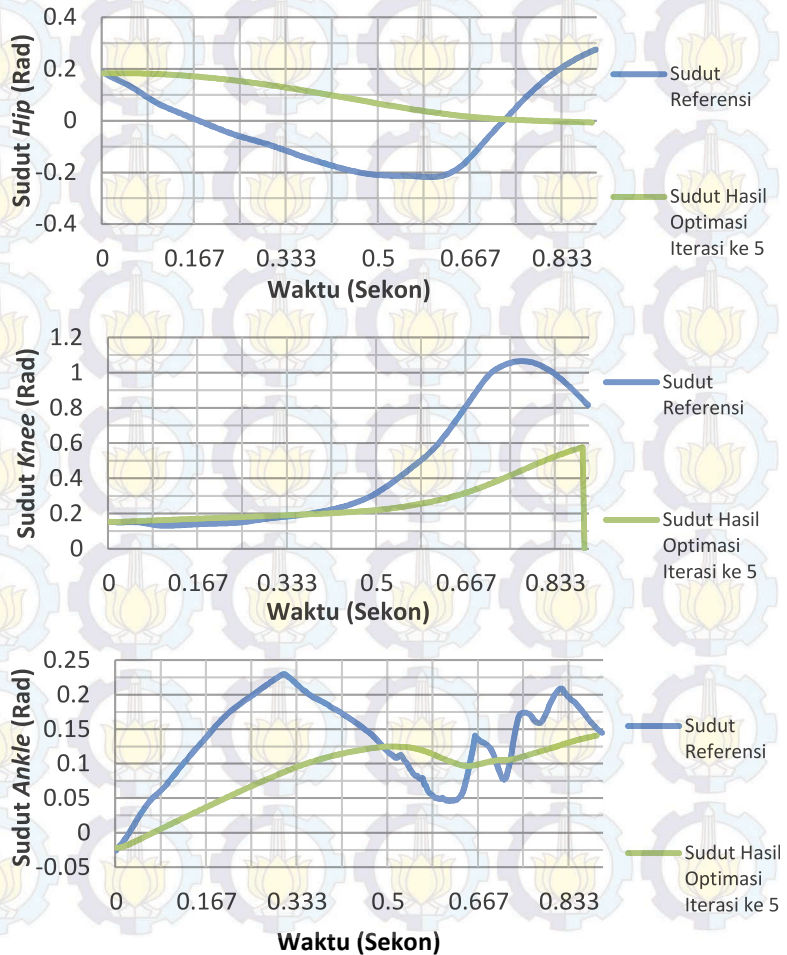


Gambar 4. 9 Ilustrasi pergerakan kaki saat otot-otot bekerja

Pada Gambar 4.9 dapat dilihat pergerakan *stick figure* dari kaki saat masing-masing otot diberikan stimulus pola aktivasi otot , pada Gambar 4.9(a) dan (b) adalah saat otot flektor dan ekstensor dari *Hip Joint*, yaitu *Iliopsoas* dan *Gluteus Maximus* diberikan stimulus pola aktivasi otot, dimana segmen *thigh* terangkat (fleksi) dan terdorong ke belakang (ekstensi). Pada Gambar 4.9(c) dan (d) adalah saat otot *Vastus* dan *Bicep Femoris Short Head* yang diaktifkan sehingga terjadi gerakan fleksi dan ekstensi segmen *shank*. Dan yang terakhir pada Gambar 4.9(d) dan (e) adalah saat otot *Tibialis Anterior* dan *Soleus* diaktifkan, sehingga terjadi gerakan *dorsiflexion* dan *plantarflexion*.

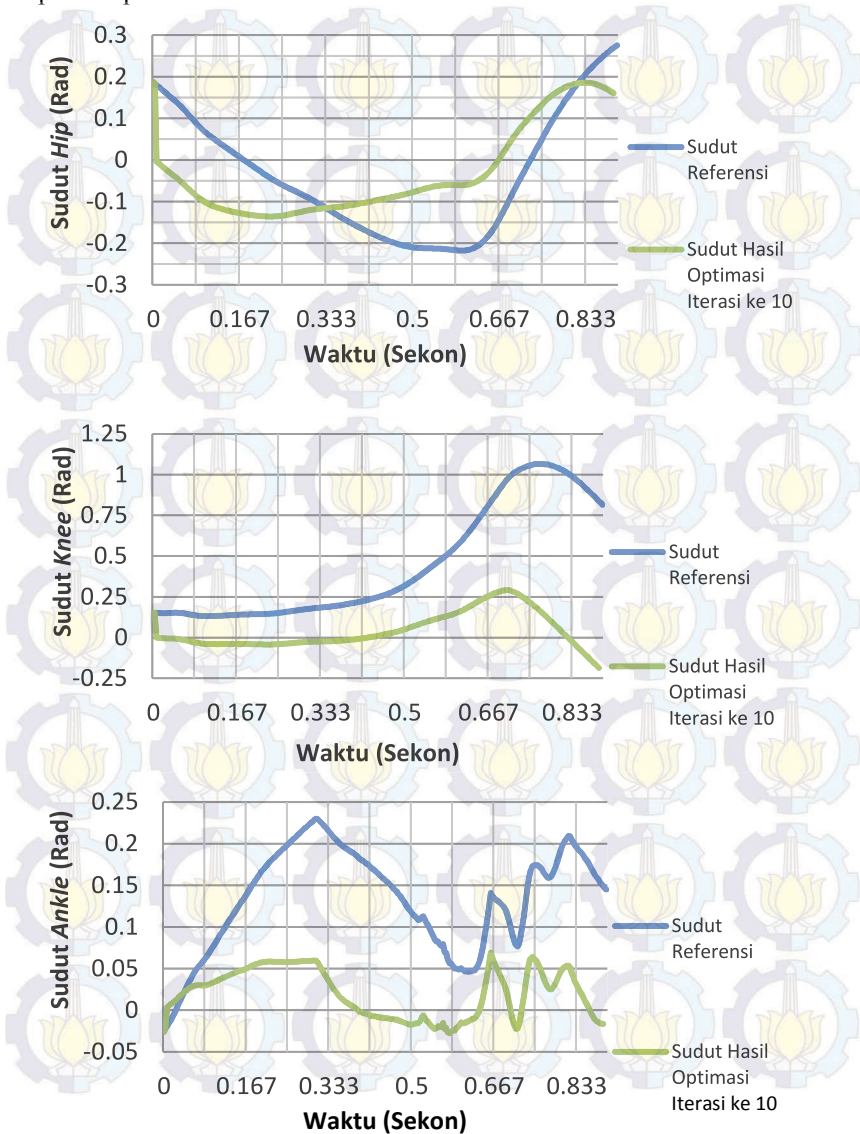
4.4 Pengujian Optimasi Pola Aktivasi Otot Menggunakan Data Optotrak

Proses optimasi ini dilakukan dengan $dt=1/300$, dan iterasi tiap data maksimal 30 kali. Hasil dari proses optimasi pada iterasi ke 5 dapat dilihat pada Gambar 4.10.



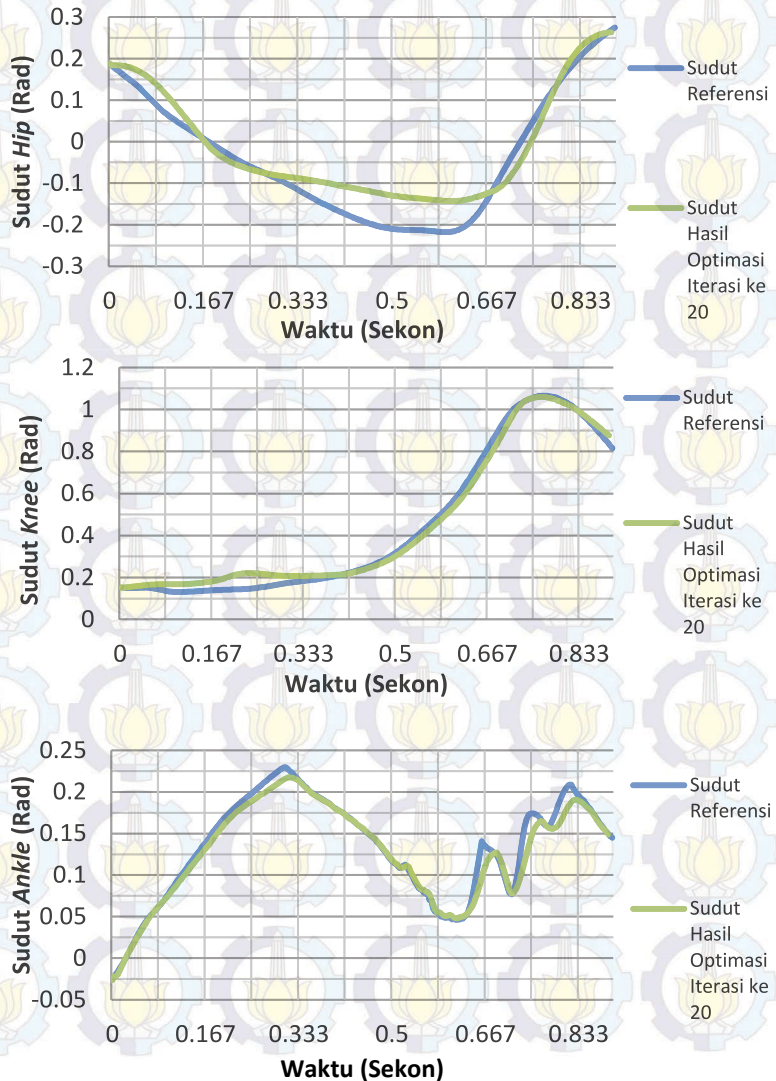
Gambar 4. 10 Sudut masing-masing *joint* pada iterasi ke 5

Setelah dilakukan iterasi hingga 10 kali, maka diperoleh hasil optimasi pada Gambar 4.11



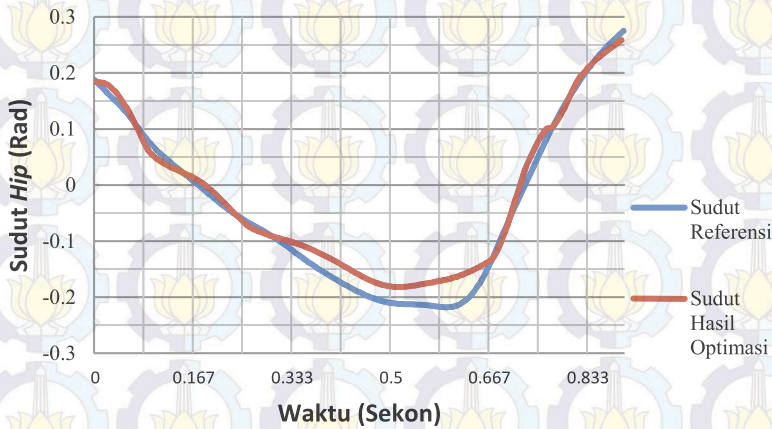
Gambar 4. 11 Sudut pada masing-masing *joint* setelah iterasi ke 10

Saat sudah mencapai iterasi ke 20, keluaran yang dihasilkan proses optimasi mulai menunjukkan error yang semakin kecil, seperti pada Gambar 4.12

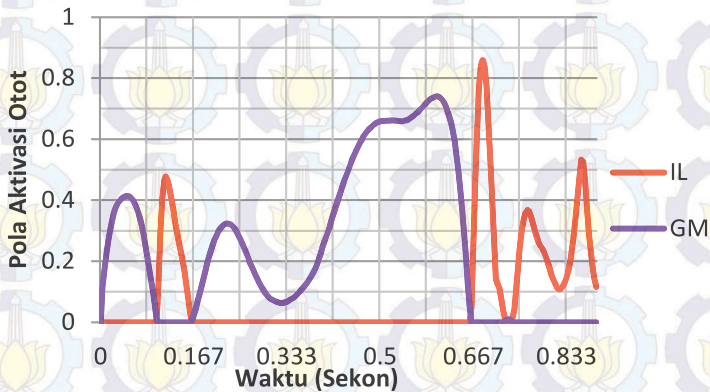


Gambar 4. 12 Sudut masing-masing *joint* pada iterasi ke 20

Untuk iterasi ke 30 diperoleh error RMS pada masing-masing *hip joint*, *knee joint*, dan *ankle joint* sebesar 0,027 , 0,022, dan 0,004 radian, yang jika dikonversikan dalam derajat menjadi masing-masing 1,54 , 1,26 , dan 0,2 derajat. Hasil dari iterasi ke 30 serta pola aktivasi ototnya dapat dilihat pada Gambar 4.13 sampai dengan Gambar 4.15. Untuk error yang didapatkan saat iterasi ke 5,10,20, dan 30 dapat dilihat pada Gambar 4.16.

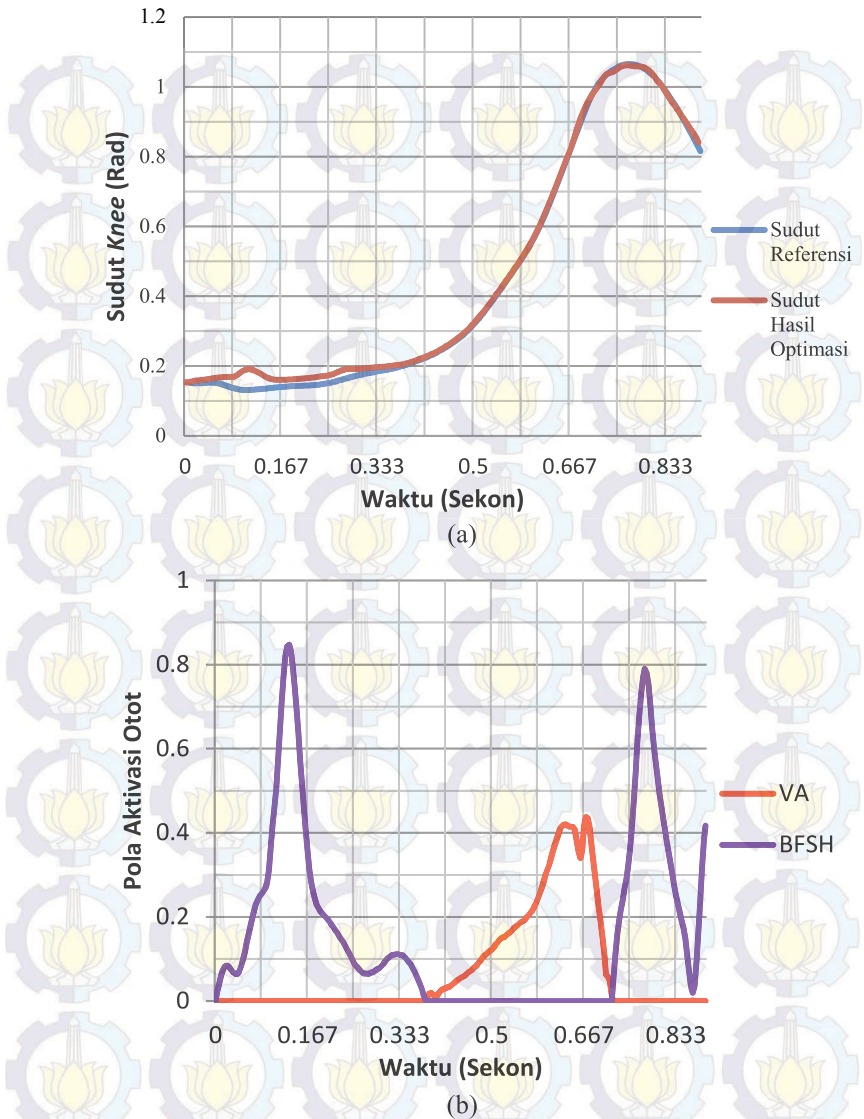


(a)

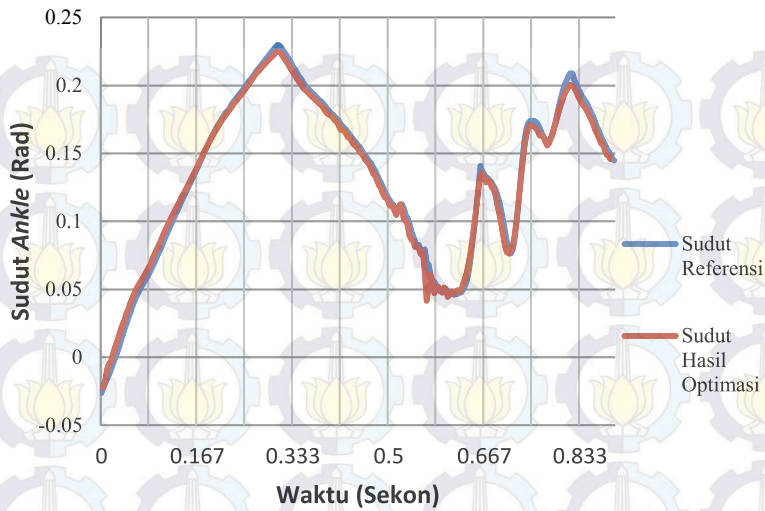


(b)

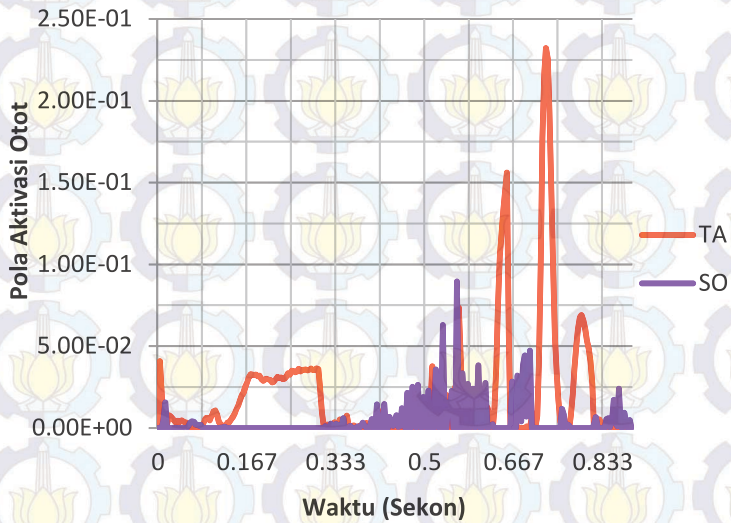
Gambar 4. 13 Sudut *Hip Joint* (a) Hasil referensi dan hasil optimasi serta (b) pola aktivasi otot *Iliopsoas* (IL) dan *Gluteus Maximus* (GL).



Gambar 4. 14 Sudut Hip Joint (a) Hasil referensi dan hasil optimasi serta (b) pola aktivasi otot *Vastus* (VA) dan *Bicep Femoris Short Head* (BFSH)

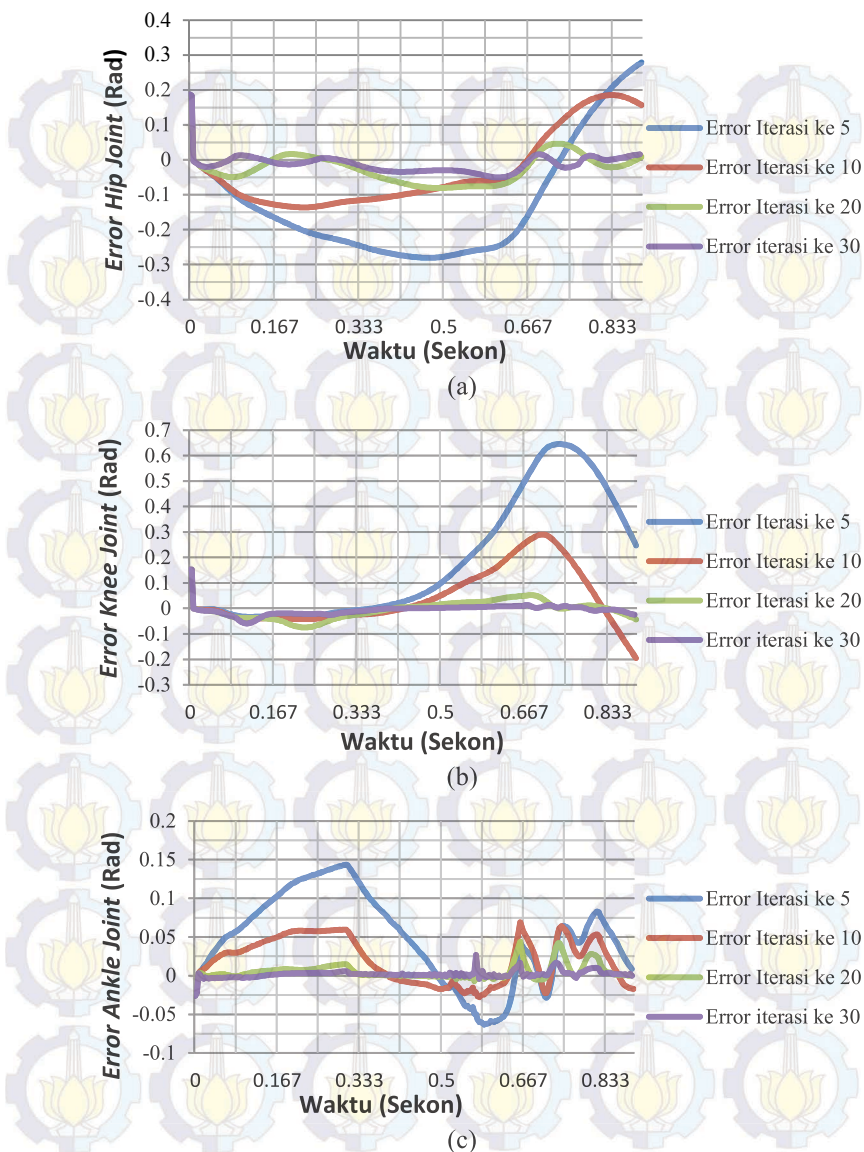


(a)

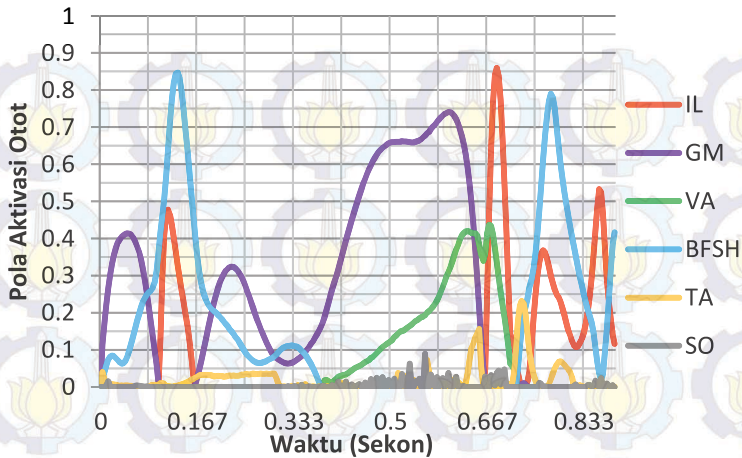


(b)

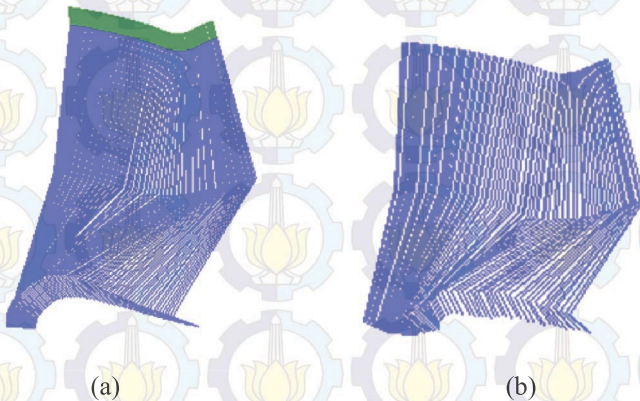
Gambar 4. 15 Sudut Hip Joint (a) Hasil referensi dan hasil optimasi serta (b) pola aktivasi otot *Tibialis Anterior* (TA) dan *Soleus* (SO)



Gambar 4. 16 Error pada iterasi ke 5,10,20, dan 30 pada (a) *Hip Joint*, (b) *Knee Joint*, dan (c) *Ankle Joint*



Gambar 4. 17 Pola Aktivasi Otot secara keseluruhan dari semua otot

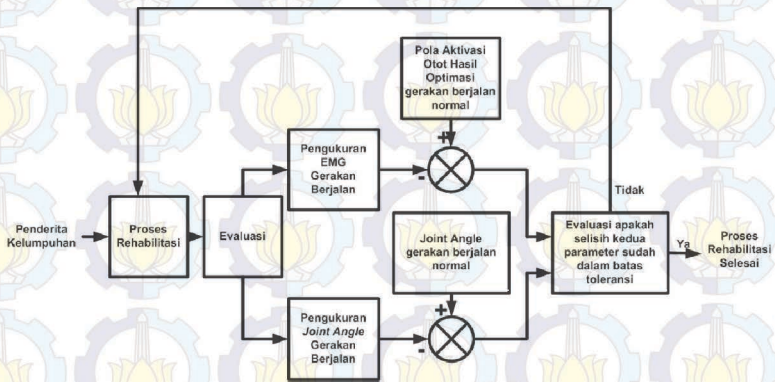


Gambar 4. 18 Perbandingan antara (a) Hasil rekaman optotrak dan (b) hasil optimasi pola aktivasi otot

Konstanta pembelajaran α yang digunakan saat suatu otot aktif adalah 0,5 dan saat otot tersebut tidak berfungsi sebagai aktif, maka konstanta pembelajarannya lebih kecil yaitu 0,2. Pola aktivasi secara keseluruhan dapat dilihat pada Gambar 4.17. Pada Gambar 4.18 terdapat perbandingan *stick figure* hasil perekaman menggunakan optotrak. dan *stick figure* hasil optimasi pola aktivasi otot.

4.5 Rancangan Sistem Evaluasi Gerakan Berjalan Penderita Kelumpuhan

Pola aktivasi otot yang optimal yang telah didapatkan nantinya akan dapat digunakan sebagai parameter apakah seorang penderita kelumpuhan sudah mendapatkan gaya berjalannya kembali atau tidak. Setelah proses rehabilitasi dalam jangka waktu tertentu, akan diadakan evaluasi terhadap gerakan berjalan penderita kelumpuhan, melalui pengukuran *Electromyograph* (EMG) dan pengukuran sudut sendi (*Joint Angle*). Hasil pengukuran tersebut kemudian akan dibandingkan dengan hasil optimasi yang telah didapatkan dari gerakan berjalan manusia normal. Jika perbedaan nilai antara EMG dan *joint angle* hasil pengukuran dan referensi dalam batas toleransi yang ditentukan, maka dapat diambil keputusan bahwa penderita kelumpuhan telah selesai menjalani rehabilitasinya. Demikian pula jika perbedaan nilai antara hasil pengukuran saat evaluasi dan referensi masih terpaut jauh, maka proses rehabilitasi masih harus diteruskan. Ilustrasi sistem ini dapat dilihat pada diagram alur pada Gambar 4.19

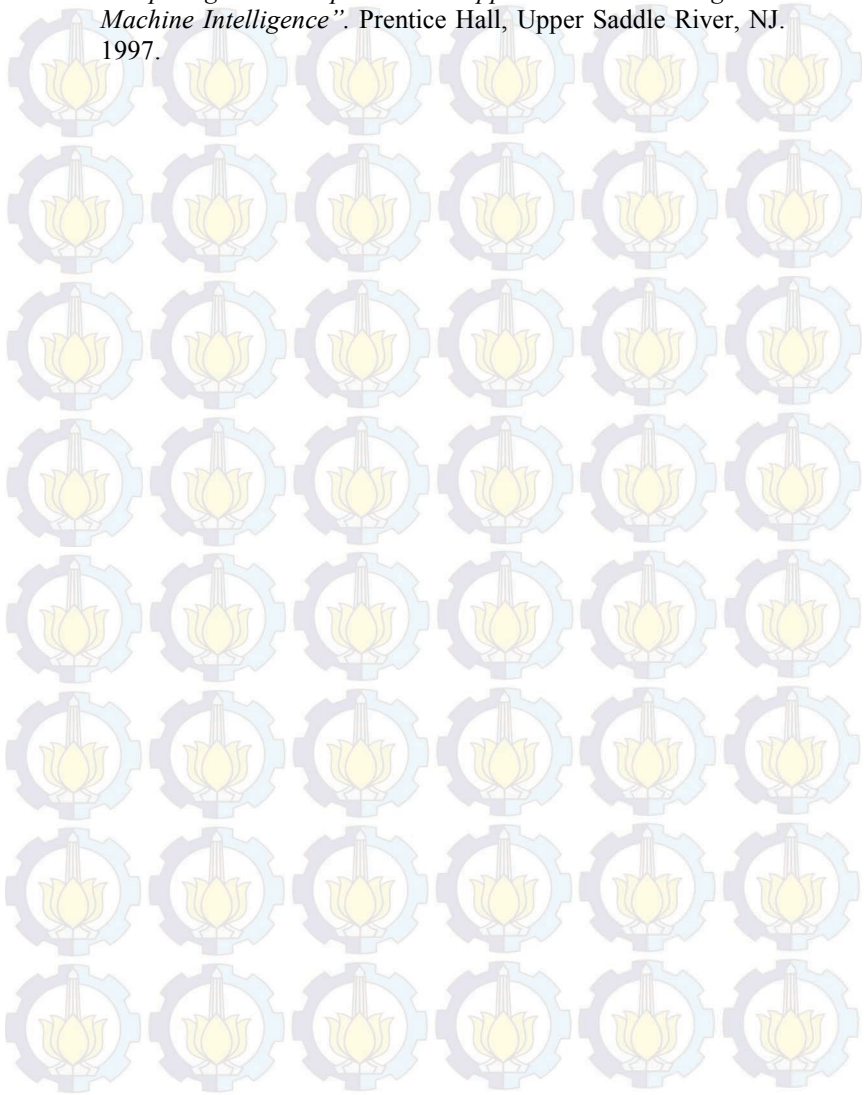


Gambar 4. 19 Diagram alur proses evaluasi gerakan berjalan penderita kelumpuhan

DAFTAR PUSTAKA

- [1]. Nurcipto D., Arifin A., Purwanto D., "Karakterisasi Pola Berjalan dengan *Principal Component Analysis* (PCA)", Prosiding Seminar Kontribusi Fisika 2013, pp.82-88, Desember, 2013
- [2]. Michael W. Whittle "*Gait Analysis : An Introduction*, 4th Edition" Elsevier, 2007.
- [3]. Martini, Nath, "*Fundamentals of Anatomy and Physiology*", Pearson Education, Inc., San Fransisco, Ch. 9-10, 2012.
- [4]. Arifin A., "Diktat Mata Kuliah Biomekanika", 2015.
- [5]. Otten E., "*Inverse and Forward dynamics: Models of Multi-Body System*". Phil. Trans. R. Soc. Lond 358, pp.1493-1500, London, 2003
- [6]. Shewchuk J.R., "*An Introduction to The Conjugate gradient Method Without The Agonizing Pain*", [URL: http://www.cs.cmu.edu/~jrs/jrspapers.html](http://www.cs.cmu.edu/~jrs/jrspapers.html), August, 1994.
- [7]. NDI, "Research Grade Motion capture", NDI, 2007.
- [8]. Vernier Perangkat lunak and Technology, "Force plate", Vernier Perangkat lunak and Technology, 2010.
- [9]. Nocedal J., Wright S.J., "*Numerical Optimization*", Springer Verlag, New York, Ch.2-3, 1999.
- [10]. Pandy M.G., Berme N., "*A Numerical Method for Simulating The Dynamics of Human Walking*", J. Biomechanics, v.21 n.12, pp1043-1051, Pergamon Press, Great Britain, 1988.
- [11]. Hoy et. Al, "*A Musculoskeletal Model of The Human Lower Extremity : The Effect of Muscle, Tendon, and Moment Arm on The Moment-Angle Relationship of Musculotendon Actuators at The Hip, Knee, and Ankle*", J. Biomechanics, v.23 n.2, pp157-169, Pergamon Press, Great Britain, 1990.
- [12]. Benedetti et. Al, "*Muscle Activation Patterns During Level Walking and Stair Ambulation*", Applications of EMG in Clinical and Sports Medicine, pp117-130, InTech, Croatia, 2012.
- [13]. Aoi et al, "*Evaluating functional roles of phase resetting in generation of adaptive human bipedal walking with a physiologically-based model of the spinal pattern generator*", Kyoto Universtiy, Kyoto, 2008
- [14]. D.A. Winter, "*Biomechanics and Motor Control of Human Movement, 2nd edition*." John Wiley & Sons, Inc., Toronto, 1990.

- [15]. J.-S.R. Jang, C.-T.Sun,E.Mizutani, “*Neuro-Fuzzy and Soft Computing. A Computational Approach to Learning and Machine Intelligence*”. Prentice Hall, Upper Saddle River, NJ. 1997.



BAB V PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Melalui optimasi pola aktivasi otot dengan metode iteratif seperti di atas, dapat diperoleh pola optimasi yang minimum untuk menggerakkan otot kaki sehingga dapat dilakukan bagian *swing phase* pada gerakan berjalan. Pola ini dapat dikatakan optimal karena tidak mencapai nilai maksimum yaitu 1 untuk mencapai fungsi yang diinginkan. Proses optimasi ini dimulai dari perekaman data gerakan berjalan berupa *trajectory marker*, yang kemudian dikonversi menjadi besaran sudut masing-masing *joint*. Besaran sudut tersebut akan menjadi referensi untuk proses optimasi pola aktivasi otot melalui parameter error antara sudut keluaran dari model yang mengacu pada pola aktivasi yang sedang dioptimasi. Metode optimasi yang digunakan adalah metode *Nonlinear Fletcher Reeves Conjugate Gradient*. Dari beberapa pengukuran dan pengujian diperoleh hasil dengan error rata-rata yang diwakili *Root Mean Square* (RMS) pada masing-masing *hip joint*, *knee joint*, dan *ankle joint* sebesar 0,027, 0,022, dan 0,004 Radian.

5.2 Saran

Berdasarkan pengujian dan percobaan yang dilakukan oleh penulis, maka pengembangan lebih lanjut dari sistem ini ialah penerapan metode optimasi dengan error yang lebih kecil, serta penambahan kompleksitas dari model kaki saat gerakan berjalan, seperti model *ground reaction force* dan model *opposite foot*. Dapat diperbaiki pula parameter pada model otot agar model lebih stabil. Penulis menyarankan aplikasi selanjutnya adalah penggunaan model optimasi ini sebagai kontrol dari stimulus elektrik atau *Functional Electrical Stimulation* (FES), serta sebagai parameter seorang penderita kelumpuhan apakah ia sudah memiliki gaya berjalan yang normal.

LAMPIRAN

Tipe data yang didefinisikan di luar yang disediakan program

```
type  
row=array[0..3] of extended;  
matrix=array[0..3] of row;  
marker_data=array[1..3,1..1000] of extended;
```

Prosedur untuk menyimpan data ke dalam file teks

```
procedure rekam_data(rekam1:extended;rekam2:extended;rekam3:extended);  
var  
konver,semua:String;  
begin  
reset(hasil_rekam);  
append(hasil_rekam);  
semua:= "";  
konver:=floattostr(rekam1);  
semua:=semua+konver+'h';  
konver:=floattostr(rekam2);  
semua:=semua+konver+'k';  
konver:=floattostr(rekam3);  
semua:=semua+konver+'a';  
writeln(hasil_rekam,semua);  
end;
```

Prosedur untuk perkalian matriks dan invers matriks

```
procedure matrixmultiplication (a,b:matrix;n:integer);  
var  
i,j,k:integer;  
temp:extended;  
begin  
for i:= 0 to max do  
begin  
for j:= 0 to n do  
begin  
temp:=0;  
for k:= 0 to max do  
begin  
temp:=temp+a[i,k]*b[k,j];  
end;  
ab[i,j]:=temp;  
end;  
end;  
end;  
//-----matriks x row-----  
procedure matrixmultiplication1 (a:matrix;b:row;n:integer);  
var  
i,j:integer;
```

```

temp:=extended;
begin
  for i:= 0 to max do
  begin
    temp:=0;
    for j:= 0 to max do
    begin
      temp:=temp+a[i,j]*b[j];
    end;
    abl[i]:=temp;
  end;
end;
//-----matrix x matrix-----
Procedure MatrixInversion (A:Matrix;N:integer);
  Var I, J, K : integer;
      Factor : extended;
      Temp : Row;
  Begin
    InversionOK:=False;
    For I:=0 to N do
      For J:=0 to N do
        If I=J then
          B [I,J]:=1
        else
          B [I,J]:=0;
      For I:=0 to N do
        Begin
          For J:=I+1 to N do
            If Abs (A [I,I])<Abs (A [J,I]) then
              Begin
                Temp:=A [I];
                A [I]:=A [J];
                A [J]:=Temp;
                Temp:=B [I];
                B [I]:=B [J];
                B [J]:=Temp;
              End;
            If A [I,I]=0 then Exit;
            Factor:=A [I,I];
            For J:=N downto 0 do
              Begin
                B [I,J]:=B [I,J]/Factor;
                A [I,J]:=A [I,J]/Factor;
              End;
            For J:=I+1 to N do
              Begin
                Factor:=-A [J,I];
                For K:=0 to N do
                  Begin
                    A [J,K]:=A [J,K]+A [I,K]*Factor;

```



```

        B [J,K]:=B [J,K]+B [I,K]*Factor
    End
End
End;
For I:=N downto 1 do
Begin
    For J:=I-1 downto 0 do
    Begin
        Factor:=-A [J,I];
        For K:=0 to N do
        Begin
            A [J,K]:=A [J,K]+A [I,K]*Factor;
            B [J,K]:=B [J,K]+B [I,K]*Factor
        End
        End
    End;
    { A:=B; }
    InversionOK:=True
End;

```

Prosedur untuk mengGambarkan simulasi model

```

//-----Fungsi-fungsi Gambar-----
procedure
Tform1.Gambar(sudut0:extended;sudut1:extended;sudut2:extended;sudut3:Extended;wa
rna:Tcolor;simultan:boolean);
begin
    //-----hapus layar-----//
    //if simultan=false then form1.image1.Canvas.FloodFill(1,1,clblack,fsborder);
    form1.image1.Canvas.Pen.Width:=2;
    form1.image1.Canvas.MoveTo(ori_x,ori_y);
    form1.image1.Canvas.Pen.Color:=clgreen;

    form1.image1.Canvas.LineTo(round(ori_x+l1g*sin(sudut0)),round(ori_y+l1g*cos(sudut
    0)));
    form1.image1.Canvas.MoveTo(ori_x,ori_y);
    form1.image1.Canvas.Pen.Color:=warna;
    //-----thigh-----//
    form1.image1.Canvas.LineTo(round(ori_x+l1g*sin(sudut1)),round(ori_y+l1g*cos(sudut
    1)));
    //-----shank-----//
    form1.image1.Canvas.LineTo(round(ori_x+l1g*sin(sudut1)+l2g*sin(sudut2)),round(ori
    _y+l1g*cos(sudut1)+l2g*cos(sudut2)));
    //-----foot-----//
    form1.image1.Canvas.LineTo(round(ori_x+l1g*sin(sudut1)+l2g*sin(sudut2)+l3g*sin(su
    dut3)),round(ori_y+l1g*cos(sudut1)+l2g*cos(sudut2)+l3g*cos(sudut3)));
end;

```

Prosedur untuk menganimasikan data optotrak

```

procedure
Tform1.Gambar_mark(malx:integer;mal y:integer;ma2x:integer;ma2y:integer;ma3x:inte

```



```
ger,ma3y:integer;ma4x:integer;ma4y:integer;ma5x:integer;ma5y:integer;ma6x:integer;
ma6y:integer;warna:Tcolor;
begin
```

```
//-----hapus layar-----//
//form1.image2.Canvas.FloodFill(1,1,clblack,fsborder);
form1.image2.Canvas.Pen.Width:=1;
form1.image2.Canvas.MoveTo(orix+ma1x,oriy-ma1y);
form1.image2.Canvas.Pen.Color:=clgreen;
form1.image2.Canvas.LineTo(orix+ma2x,oriy-ma2y);
form1.image2.Canvas.MoveTo(orix+ma2x,oriy-ma2y);
form1.image2.Canvas.Pen.Color:=warna;
form1.image2.Canvas.LineTo(orix+ma3x,oriy-ma3y);
form1.image2.Canvas.MoveTo(orix+ma3x,oriy-ma3y);
form1.image2.Canvas.LineTo(orix+ma4x,oriy-ma4y);
form1.image2.Canvas.MoveTo(orix+ma4x,oriy-ma4y);
form1.image2.Canvas.LineTo(orix+ma5x,oriy-ma5y);
form1.image2.Canvas.MoveTo(orix+ma5x,oriy-ma5y);
form1.image2.Canvas.LineTo(orix+ma6x,oriy-ma6y);
end;
```

Model Matematika

```
function TForm1.model_mat(t:extended;sdt:row;sdt2:row):row;
var
  i,j : integer;
  term1,term2,term3:row;
begin
  m[0,0]:=m0*sqr(a0)+I0;
  m[1,1]:=m1*sqr(a1)+m2*sqr(I1)+2*m2*11*a2*cos(sdt[2])+m3*(sqr(I1)+sqr(I2)+sqr(a3))+
    2*m3*11*I2*cos(sdt[2])+2*m3*11*a3*cos(sdt[2]+sdt[3]-3.14/2)+
    2*m3*12*a3*cos(sdt[3]-3.14/2)+I1+I2+I3;
  m[1,2]:=-m2*sqr(a2)-m2*11*a2*cos(sdt[2])-m3*(sqr(I2)+sqr(a3))-
    m3*11*I2*cos(sdt[2])
    -m3*11*a3*cos(sdt[2]+sdt[3]-3.14/2)-2*m3*12*a3*cos(sdt[3]-3.14/2)-I2-I3;
  m[1,3]:=-m3*sqr(a3)-m3*11*a3*cos(sdt[2]+sdt[3]-3.14/2)-m3*12*a3*cos(sdt[3]-
    3.14/2)-I3;
  m[2,1]:=-m2*sqr(a2)-m2*11*a2*cos(sdt[2])-m3*sqr(I2)-m3*sqr(a3)-
    m3*11*I2*cos(sdt[2])
    -m3*11*a3*cos(sdt[2]+sdt[3]-3.14/2)-2*m3*12*a3*cos(sdt[3]-3.14/2)-I2-I3;
  m[2,2]:=m2*sqr(a2)+m3*sqr(I2)+m3*sqr(a3)+2*m3*12*a3*cos(sdt[3]-3.14/2)+I2+I3;
  m[2,3]:=m3*sqr(a3)+m3*12*a3*cos(sdt[3]-3.14/2)+I3;
  m[3,1]:=-m3*sqr(a3)-m3*11*a3*cos(sdt[2]+sdt[3]-3.14/2)-m3*12*a3*cos(sdt[3]-
    3.14/2)-I3;
  m[3,2]:=m3*sqr(a3)+m3*12*a3*cos(sdt[3]-3.14/2)+I3;
  m[3,3]:=m3*sqr(a3)+I3;
  c[1,1]:=0;
  c[1,2]:=-2*m2*11*a2*sdt2[1]*sin(sdt[2])+m2*11*a2*sdt2[2]*sin(sdt[2])
    -2*m3*11*I2*sdt2[1]*sin(sdt[2])+m3*11*I2*sdt2[2]*sin(sdt[2])
    +m3*11*a3*(-2*sdt2[1]+sdt2[2]+2*sdt2[3])*sin(sdt[2]+sdt[3]-3.14/2) ;
  c[1,3]:=m3*11*a3*(-2*sdt2[1]+sdt2[3])*sin(sdt[2]+sdt[3]-3.14/2)+
    +m3*12*a3*sdt2[1]*sin(sdt[3]-3.14/2)
```